

VŠB – Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

**Analýza vlivu fyzikálních a geometrických
vlastností cév na šíření tlakové vlny**

Analysis of the influence of physical and geometrical
properties of blood vessels on pressure wave propagation

VŠB - Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Zadání diplomové práce

Student:

Bc. Dominik Eichner

Studijní program:

N2649 Elektrotechnika

Studijní obor:

3901T009 Biomedicínské inženýrství

Téma:

Analýza vlivu fyzikálních a geometrických vlastností cév na šíření
tlakové vlny
Analysis of the Influence of Physical and Geometric Properties of Blood
Vessels on Pressure Wave Propagation

Jazyk vypracování:

čeština

Zásady pro vypracování:

1. Teoretický rozbor šíření tlakové vlny se zaměřením na její změny vzhledem k fyzikálním a geometrickým vlastnostem cév.
2. Rešerše vlivu stavu cév na šíření tlakové vlny.
3. Návrh měřicího řetězce/vhodného modelu pro měření vlivu změny parametrů cév na šíření tlakové vlny.
4. Analýza vlivu změny parametrů cév na šíření tlakové, proudové a pulsní vlny.
5. Analýza vlivu změny šíření tlakové vlny na změnu tlaku.
6. Zhodnocení naměřených výsledků.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] NICHOLS, Wilmer, Michael O'ROURKE a Charalambos VLACHOPOULOS (eds.). *McDonald's blood flow in arteries: theoretical, experimental and clinical principles*. Boca Raton: CRC press, 2011. ISBN 978-0340985014.
- [2] WAITE, Lee a Jerry Michael FINE. *Applied biofluid mechanics*. New York: McGraw-Hill Education, 2007. ISBN 978-0071472173.
- [3] THUBRIKAR, Mano J. *Vascular mechanics and pathology*. New York: Springer Science & Business Media, 2007. ISBN 978-0-387-33816-3.
- [4] SALVI, Paolo. *Pulse waves. How vascular hemodynamics affects Blood pressure*. Milan: Springer-Verlag, 2012. eBook ISBN 978-88-470-2439-7.
- [5] KONVIČKOVÁ, Svatava a Jaroslav VALENTA. *Biomechanika srdečně cévního systému člověka*. Praha: ČVUT, 2006. ISBN 80-01-03425-9.
- [6] PRUTCHI, David a Micael NORRIS. *Design and development of medical electronic instrumentation: a practical perspective of the design, construction, and test of medical devices*. Hoboken, New Jersey: John Wiley & Sons, 2005. Print ISBN 978-0471676232.

Formální náležitosti a rozsah diplomové práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

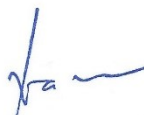
Vedoucí diplomové práce: **Ing. Lukáš Peter**

Datum zadání: 01.09.2017

Datum odevzdání: 30.04.2018



doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.
vedoucí katedry



prof. Ing. Pavel Brandštetter, CSc.
děkan fakulty

Prohlášení studenta

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracoval samostatně. Uvedl jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpal.

27.04.2018

Datum



Podpis

Poděkování

Děkuji vedoucímu diplomové práce panu Ing. Lukáši Petrovi za odborné konzultace, metodickou pomoc a cenné rady při zpracování mé diplomové práce.

ABSTRAKT

Tato diplomová práce popisuje závislost fyzikálních a geometrických vlastností cév na šíření tlakové vlny. Součástí práce je vytvořená aorta a láhve simulující cévní odpor. Vytvořený model se dále skládá z nádoby fungující jako pružník, speciální krevní pumpy Harvard Apparatus 55-3321 a senzorů pro měření tlaku ARGON DTX Plus. Hlavním cílem modelu je vytvořit pulsni vlnu a analyzovat její parametry vzhledem k fyzikálním a geometrickým vlastnostem cév. Jako parametry byly zvoleny změny velikosti cévního odporu, tepové frekvence, viskozity média a průsvitu.

KLÍČOVÁ SLOVA

Cévní systém, Cévní odpor, Pulsní vlna, LabChart

ABSTRACT

This thesis describes the dependence of physical and geometrical properties of blood vessels to the propagation of the pressure wave. Part of the work are the creation of aorta and bottles used to simulate vascular resistance. The model also consists of a spring-loaded container, a special Harvard Apparatus 55-3321 blood pressure pump and ARGON DTX Plus pressure sensors. The main objective of the model is to create a pulse wave and analyze its parameters in relation to the physical and geometric properties of the blood vessels. As parameters were chosen resizing vascular resistance, heart rate, viscosity of the medium and the lumen.

KEYWORDS

Vascular system, Vascular resistance, Pulse wave, LabChart

Obsah

Seznam obrázků.....	7
Seznam tabulek.....	10
Úvod.....	11
1 Pulsní vlna	12
1.1 Vznik a šíření pulsni vlny	12
1.2 Centrální a periferní pulsni vlna.....	14
1.3 Snímání pulsni vlny.....	14
2 Cévní soustava	16
2.1 Vlastnosti cévního řečiště	17
2.1.1 Cévní odpor.....	17
2.1.2 Elasticita.....	19
2.1.3 Tuhost	20
3 Rešerše	22
3.1 Výsledky rešerše	35
4 Praktická část.....	36
4.1 Závislost velikosti cévního odporu na tvar tlakové křivky	40
4.1.1 Analýza pulsni vlny a rezistivity plastových láhví	44
4.2 Vliv změny průsvitu cévy na tvar pulsni vlny	56
4.3 Vliv změny viskozity média na tvar pulsni vlny.....	57
4.4 Analýza vlivu změny šíření tlakové vlny na změnu tlaku	59
4.4.1 Regresní analýza rozdílu v délce vlny na frekvenci	60
4.4.3 Regresní analýza rozdílu primární a sekundární vlny na frekvenci.....	65
5 Závěr	71
Literatura	72

Seznam obrázků

Obr. 1 Tvar a rychlost pulsni vlny u ruzne starých osob. Převzato z http://www.e-coretrvasa.cz/obsah-cisel/2016/6/714-01-png.png	12
Obr. 2 Šíření pulsni vlny. Převzato z https://dSPACE.vsb.cz/bitstream/handle/10084/108486/STE0123_FEI_N2649_3901T009_2015.pdf?sequence=1&isAllowed=n	13
Obr. 3 Graf závislosti rychlosti šíření pulsni vlny na krevním tlaku	14
Obr. 4 Tvar centrální a periferní pulsni vlny. Převzato z [4]	14
Obr. 5 Pletysmografická křivka, osa y značí objemovou změnu. Převzato z http://zdravi.euro.cz/clanek/priloha-lekarske-listy/pletysmografie-vyuziti-v-cevni-diagnostice-451205	15
Obr. 6 Průsvitový a reflexní pletysmograf. Převzato z [6] a http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1885585711005834?via%3Dihub#fig0040	15
Obr. 7 Stavba krevní cévy. Převzato z http://adykacer.blog.cz/0811/krevni-cevy	16
Obr. 8 Graf velikosti cévního odporu v arteriích	17
Obr. 9 Tvar rychlostních křivek. Převzato z [7]	18
Obr. 10 Přeměna pulsujícího toku na tok kontinuální. Převzato z [7]	20
Obr. 11 Postupný vznik aterosklerotických plátů. Převzato z http://www.kokosovyolej.bio/resize/e/800/800/files/ateroskleroza.jpg	20
Obr. 12 Tlakový průběh ve čtyřech místech arteriálního systému: a) vzestupná aorta, b) hrudní aorta, c) břišní aorta, d) kyčelní tepna. Převzato z [17]	22
Obr. 13 Tlakový průběh ve čtyřech ucpání aorty: a) vzestupná aorta, b) hrudní aorta, c) břišní aorta, d) kyčelní tepna. Převzato z [17]	23
Obr. 14 Umístění senzorů FBG. Převzato z [18]	23
Obr. 15 Záznam pulsni vlny měřené na zápěstí pomocí FBG senzoru. Převzato z [18]	24
Obr. 16 Pulsni vlna po filtraci. Převzato z [18]	24
Obr. 17 Schematický přehled měření pulsni vln na lidském těle. Převzato z [19]	25
Obr. 18 Snímací zařízení. Převzato z [19]	25
Obr. 19 Umístění senzoru. Převzato z [19]	25
Obr. 20 Pulsni křivka z levého prstu. Převzato z [19]	26
Obr. 21 Místa snímání a průběhy pulsni vln. Převzato z [19]	26
Obr. 22 Záznam pulsni vln pro měření PWV. Převzato z [19]	26
Obr. 23 Systémové schéma. Převzato z [20]	27
Obr. 24 Průchod paprsku přes arterii. Převzato z [20]	27
Obr. 25 Výsledky zobrazené v programu MATLAB. Převzato z [20]	28
Obr. 26 Průběh pulsni vln. Převzato z [21]	29
Obr. 27 Analyzovaná fotopletysmografická křivka. Převzato z [21]	29
Obr. 28 Umístění sondy. Převzato z [22]	30
Obr. 29 MPG sonda. Převzato z [22]	31
Obr. 30 Záznam pulsni vln z MPG sondy. Převzato z [22]	31
Obr. 31 PPG sonda. Převzato z [22]	31
Obr. 32 Záznam pulsni vln z PPG sondy. Převzato z [22]	32

Obr. 33 Schéma experimentálního uspořádání. Převzato z [23].....	33
Obr. 34 Zaznamenané úseky tlakových vln. Převzato z [23]	34
Obr. 35 Zaznamenané tlakové vlny z obou snímačů během jedné impulsní vlny: (A) kompresní vlna a (B) expanzní vlna. Převzato z [23]	34
Obr. 36 Graf závislosti rychlosti PWV na koncentraci roztoku. Převzato z [23]	35
Obr. 37 Schéma soustavy	36
Obr. 38 Pumpa Harvard Apparatus model 1421	37
Obr. 39 Stavba pístu pumpy. Převzato z http://www.harvardapparatus.co.uk/hapdfs/HAUK_DOCCAT_4/1400_Series.pdf	37
Obr. 40 Snímače tlaku Argon DTX Plus. Převzato z http://medco.pk/product/argon-manifold-kit-2/ ..	38
Obr. 41 Graf závislost tlaku na napětí senzoru	39
Obr. 42 Hardware PowerLab	39
Obr. 43 Frekvenční spektrum nasnímaného signálu	40
Obr. 44 Vytvořené odpory	40
Obr. 45 Schéma soustavy s odporem	41
Obr. 46 Průběh tlakových křivek s láhví 250 ml	41
Obr. 47 Průběh tlakových křivek s láhví 500 ml	42
Obr. 48 Průběh tlakových křivek s láhví 1000 ml	42
Obr. 49 Tlakový průběh při zvýšené zátěži s láhví 1000 ml	43
Obr. 50 Pulsní vlna a její druhá derivace	44
Obr. 51 Pulsní křivka s parametry. Převzato z [24]	45
Obr. 52 Rozdílný tvar pulsních vln s vyznačeným dikrotickým zářezem pro daný typ láhve	45
Obr. 53 Rozdílný tvar pulsních vln s vyznačeným dikrotickým zářezem pro zvýšenou zátěž a klidový stav	46
Obr. 54 Pulsní vlny pro různé frekvence s láhví 250 ml	47
Obr. 55 Pulsní vlny pro různé frekvence s láhví 500 ml	48
Obr. 56 Pulsní vlny pro různé frekvence s láhví 1000 ml	49
Obr. 57 Exponenciální model závislosti rezistivity láhve o objemu 250 ml na tepové frekvenci	51
Obr. 58 Exponenciální model závislosti rezistivity láhve o objemu 500 ml na tepové frekvenci	53
Obr. 59 Logaritmický model závislosti rezistivity láhve o objemu 1000 ml na tepové frekvenci	54
Obr. 60 Pulsní křivky pro různé průměry hadičky	56
Obr. 61 Porovnání pulsních křivek pro různé médium s lahví o objemu 250 ml	57
Obr. 62 Porovnání pulsních křivek pro různé médium s lahví o objemu 500 ml	58
Obr. 63 Porovnání pulsních křivek pro různé médium s lahví o objemu 1000 ml	58
Obr. 64 Graf závislosti rozdílu v délce vlny na frekvenci	59
Obr. 65 Graf závislosti rozdílu primární a sekundární vlny na frekvenci	60
Obr. 66 S-curve model závislosti rozdílu v délce vlny s láhví o objemu 250 ml na tepové frekvenci ..	61
Obr. 67 Logaritmický model závislosti rozdílu v délce vlny s láhví o objemu 500 ml na tepové frekvenci	62
Obr. 68 Exponenciální model závislosti rozdílu v délce vlny s láhví o objemu 1000 ml na tepové frekvenci	64
Obr. 69 Logaritmický model závislosti rozdílu primární a sekundární vlny s láhví o objemu 250 ml na tepové frekvenci	66

Obr. 70 Logaritmický model závislosti rozdílu primární a sekundární vlny s láhví o objemu 500 ml na tepové frekvenci	67
Obr. 71 Logaritmický model závislosti rozdílu primární a sekundární vlny s láhví o objemu 1000 ml na tepové frekvenci	69

Seznam tabulek

Tab. 1 Krevní tlak a rychlost šíření pulsní vlny. Přejvzato z [16]	13
Tab. 2 Parametry pro výpočet cévního odporu	17
Tab. 3 Podíl jednotlivých složek na periferním odporu	18
Tab. 4 Akustická impedance. Přejvzato z [19]	25
Tab. 5 Pulsní interval a PWV. Přejvzato z [20]	28
Tab. 6 Korelační koeficient PWV a krevního tlaku. Přejvzato z [22]	32
Tab. 7 Experimentálně měřená PWV, hustota a viskozita pro různé koncentrace etylalkoholu. Přejvzato z [23]	33
Tab. 8 Parametry pumpy Harvard Apparatus 1421. Přejvzato z http://www.harvardapparatus.co.uk/hapdfs/HAUK_DOCCAT_4/1400_Series.pdf	37
Tab. 9 Parametry senzoru ARGON DTX Plus	38
Tab. 10 Kalibrace senzoru ARGON DTX Plus	38
Tab. 11 Nastavení pumpy	41
Tab. 12 Rezistivita plastových láhví	43
Tab. 13 Rezistivita plastových láhví	43
Tab. 14 Nastavení pumpy pro zvýšenou zátěž	43
Tab. 15 Parametry analýzy pulsní vlny	44
Tab. 16 Porovnání parametrů pro analýzu pulsních vln	46
Tab. 17 Analýza pulsní vlny při zvýšené zátěži v porovnání s klidovým stavem	47
Tab. 18 Parametry pulsních vln pro různé tepové frekvence s láhví 250 ml	48
Tab. 19 Parametry pulsních vln pro různé tepové frekvence s láhví 500 ml	49
Tab. 20 Parametry pulsních vln pro různé tepové frekvence s láhví 1000 ml	50
Tab. 21 Rezistivita plastových lahví při různých frekvencích	50
Tab. 22 Vybrané modely regresní analýzy pro láhev o objemu 250 ml	51
Tab. 23 Vybrané modely regresní analýzy pro láhev o objemu 500 ml	52
Tab. 24 Vybrané modely regresní analýzy pro láhev o objemu 1000 ml	54
Tab. 25 Parametry pulsních vln pro různé průměry hadičky	56
Tab. 26 Analýza pulsních vln se 40% glycerínem jako médiem	59
Tab. 27 Vybrané modely regresní analýzy rozdílu v délce vlny na frekvenci pro láhev o objemu 250 ml	60
Tab. 28 Vybrané modely regresní analýzy rozdílu v délce vlny na frekvenci pro láhev o objemu 500 ml	62
Tab. 29 Vybrané modely regresní analýzy rozdílu v délce vlny na frekvenci pro láhev o objemu 1000 ml	64
Tab. 30 Vybrané modely regresní analýzy rozdílu primární a sekundární vlny na frekvenci pro láhev o objemu 250 ml	65
Tab. 31 Vybrané modely regresní analýzy rozdílu primární a sekundární vlny na frekvenci pro láhev o objemu 500 ml	67
Tab. 32 Vybrané modely regresní analýzy rozdílu primární a sekundární vlny na frekvenci pro láhev o objemu 1000 ml	69

Úvod

Pulsní vlna, využívaná jako diagnostický nástroj, sloužící ke stanovení funkčnosti kardiovaskulárního systému, se v Evropě používá od začátku 20. století. Své uplatnění našla hlavně s nástupem nových, modernějších přístrojů, které umožňují její detekci.

Zdrojem pulsni vlny je proud krve vypuzovaný z levé komory, který se poté šíří cévním systémem. Rychlost generované pulsni vlny je však mnohonásobně vyšší než rychlost toku krve. Pulsní vlna se skládá ze dvou hlavních částí, primární a sekundární vlny. Primární vlna vzniká jako odpověď na kontrakci levé komory a následným vypuzením tepového objemu do cévního systému. Druhá složka, sekundární vlna, je odpověď pulsni vlny na odraz, ke kterému dochází např. při větvení řečiště. Tvar závisí na místě snímání, na velkém množství biologických faktorů, ale také na fyzikálních či geometrických vlastnostech cév.

V této práci je vytvořen model cévního řečiště společně s láhvemi simulujícími cévní rezistenci. Součástí modelu je také speciální pumpa, simulující srdeční činnost. Na tomto modelu je měřen průběh pulsni vln a následně analyzován jejich tvar v závislosti na velikosti cévního odporu, tepové frekvenci, průsvitu cévy a viskozity média.

1 Pulsní vlna

Pulsní vlna je jedním z hlavních ukazatelů stavu cévního systému. Pomocí ní bývá určena řada parametrů, které nám podávají informace o zdravotním stavu pacienta. Pomocí rychlosti a četnosti pulsni vlny se dá určit aktuální tepová frekvence. Počet pulsni vln za minutu odpovídá srdeční frekvenci, což je nejčastěji stanovovaný parametr. Na základě pulsni vlny a tepového objemu lze určit sílu a zdravotní stav srdce jak v klidovém režimu, tak i při fyzické zátěži. [2] [3] [4]

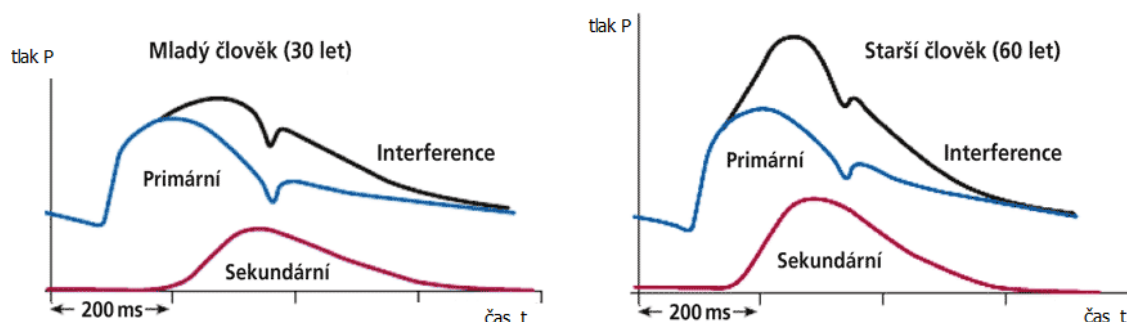
1.1 Vznik a šíření pulsni vlny

Pulsni vlna u člověka vzniká jako odezva na srdeční činnost, kdy dochází k ejekci krve do aorty, což má za následek vznik tlaku působícího na roztažení cévní stěny. Její stažení způsobí vypuzení krve z aorty dál do krevního řečiště a zajišťuje tak kontinuální tok krve. Tato vlastnost se označuje jako cévní elasticita. U osob, které mají poruchu elasticity, kdy se stěna aorty při vypuzení krve srdcem dostatečně neroztáhne, vede vada k vysokému navýšení tlaku a průtoku v tepnách. Díky tomu vznikají odrazové vlny již ve vzestupní části aorty, což má za následek ještě větší zvětšení tlaku výsledné pulsni vlny (viz Obr. 1). Takto zatížené tepny nemohou dlouho vysoký tlak vydržet a mohou pak vznikat různé typy deformací.

Rozlišují se tři typy pulsni vlny:

- Tlaková vlna, které označuje rozsah roztažení cévní stěny při pulsu.
- Proudová vlna reprezentuje zrychlení krve během pulsu.
- Objemová vlna, která vyjadřuje množství krve vypuzené srdcem do cévního systému.

Tlaková vlna se skládá z vlny primární a sekundární. Primární vlna je odpověď na kontrakci levé komory a její následné vypuzení tepového objemu do tepen. Tento objem však čelí v krevním řečišti řadě překážek, např. větvení řečiště, a dochází k odrazu vlny. Tato odražená vlna, která se prolíná s vlnou primární, se označuje jako vlna sekundární. Primární vlna má velmi rychlý náběh na hodnotu systolického tlaku. Odražená sekundární vlna spolu s cévní elasticitou způsobují, že sestupná část tlakové vlny má pomalý průběh, který se blíží k hodnotě diastolického tlaku. [2] [3] [4]

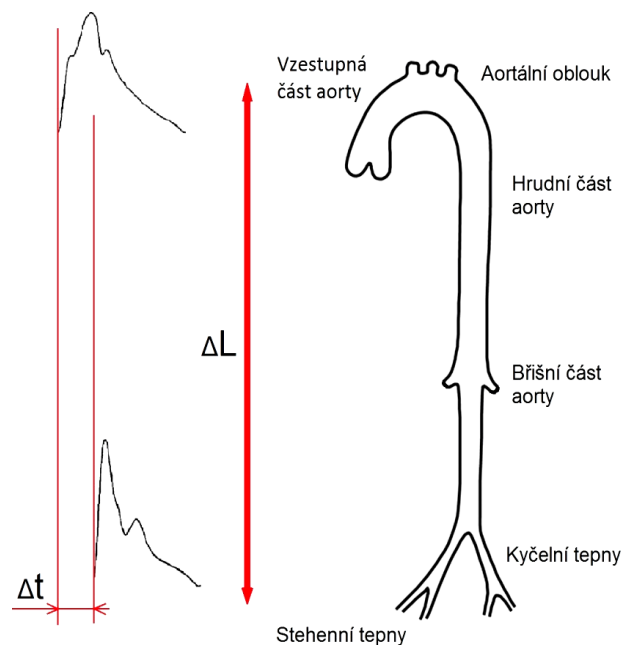


Obr. 1 Tvar a rychlost pulsni vlny u různě starých osob

Rychlost šíření pulsni vlny, které se označuje jako PWV, se vypočítá jako

$$PWV = \frac{\Delta L}{\Delta t} [m/s], \quad (1)$$

kde Δt označuje dobu mezi měřícími body [s] a ΔL vzdálenost mezi těmito body [m].



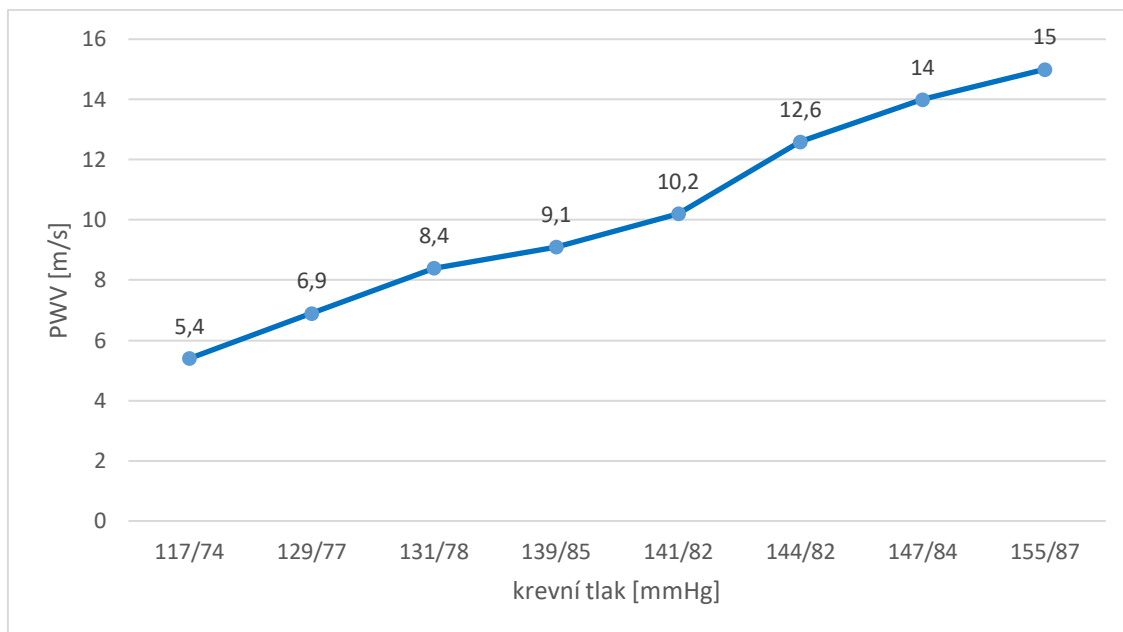
Obr. 2 Šíření pulsni vlny

Měření rychlosti pulsni vlny představuje nejjednodušší cestu, jak měřit tuhost konkrétního arteriálního segmentu, protože je neinvazivní a opakovatelná.

Z rychlosti zpětného šíření odražené vlny lze jednoduše zjistit, zda se jedná o zdravého jedince, jehož cévy mají vysokou elasticitu s nižším periferním odporem, nebo o nemocného jedince, který má zvýšenou cévní tuhost a vyšší periferní cévní odpor. U zdravých jedinců je rychlost odražené vlny nízká. Osoby se sníženou pružností arterií, tedy u nemocných, starších a diabetiků, je naopak vysoká. Vysoká rychlost zpětně odražené pulsni vlny způsobuje brzký návrat k srdci, což má za následek zvýšení srdeční práce, která vede k postupnému snížení správné funkčnosti srdečního svalu. Oproti tomu odražená vlna s nízkou rychlostí dorazí k srdečnímu svaly v době diastoly a díky tomu dojde ke zvýšení koronárního průtoku. Rychlost pulsni vlny je vyšší než rychlost proudící krve a roste s klesající pružností cév, čehož se využívá při detekci jejich poškození. Z hlediska vzdáleností roste rychlost šíření pulsni vlny směrem k periferiím. PWV je také přímo závislá na krevním tlaku. Obecně lze říci, že čím je krevní tlak vyšší, tím je PWV větší. Za ideální rychlost se považuje hodnota 6-8 m/s. Při rychlostech vyšších než 12 m/s hrozí poškození organismu. V dětství je rychlost pulsni vlny okolo 5 m/s. [2] [3] [4]

Tab. 1 Krevní tlak a rychlost šíření pulsni vlny [16]

Krevní tlak [mmHg]	PWV [m/s]
117/74	5,4
129/77	6,9
131/78	8,4
139/85	9,1
141/82	10,2
144/82	12,6
147/84	14,0
155/87	15,0

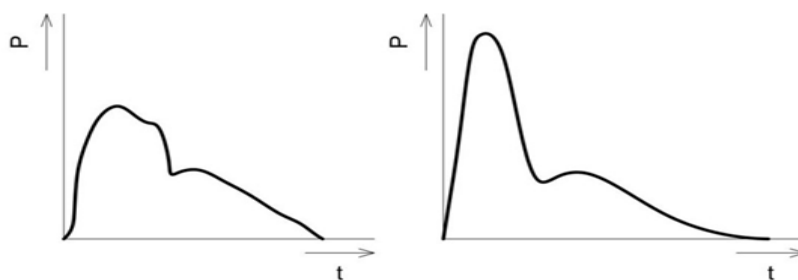


Obr. 3 Graf závislosti rychlosti šíření pulsni vlny na krevním tlaku

1.2 Centrální a periferní pulsni vlna

Pulsni vlnu je možné také rozdělit podle tvaru a místa vzniku, a to na centrální a periferní (viz Obr. 4). Centrální vlna je tvořena dvěma částmi. Anakrotická část se vyznačuje náhlým růstem pulsni vlny, zatímco katakrotická část reprezentuje pomalu klesající křivku a je charakteristická pro pohyb cévní stěny po průchodu pulsni vlny. Mezi těmito dvěma částmi se vyskytuje dikrotický zářez, který odpovídá uzavření aortální chlopně, což má za následek odraz protékající krve a vznik další části pulsni vlny. Velký vliv na zaznamenání dikrotického zářezu má elasticita cévní stěny. Proto je tento zářez nejvíce patrný u mladších osob, zatímco u osob starších je méně rozeznatelný.

Hlavní rozdíl mezi periferní a centrální vlnou je v jejich tvaru, a hlavně v místě, ve kterém dochází k odrazu. Vzestupné rameno periferní vlny je mnohem prudší a sestupná část daleko více zaoblenější. K odrazu dochází na periférii, tedy v místě, kde dochází k rozhraní malých cév a tepének. [4] [5]

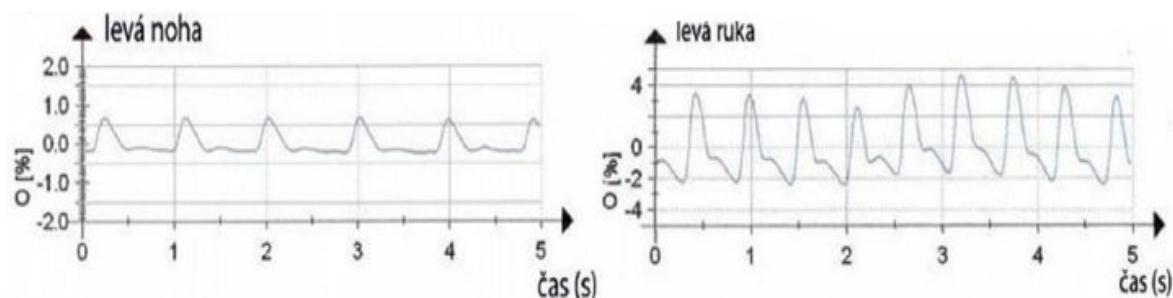


Obr. 4 Tvar centrální a periferní pulsni vlny [4]

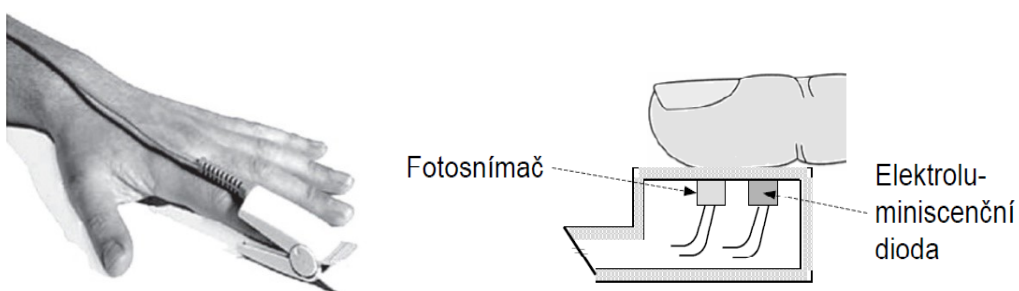
1.3 Snímání pulsni vlny

V dnešní době jsou možnosti snímání pulsni vlny velmi široké. Mezi nejčastější a nejrozšířenější metody patří snímání pomocí pletysmografu. Pletysmografie patří mezi neinvazivní metody sloužící k zjišťování objemových změn jak celého těla, tak i pouze vybrané části. Tyto změny jsou poté zobrazeny na tzv. pletysmografické křivce (viz Obr. 5). Podle fyzikálního principu

se pletysmografy rozdělují na pneumatické, kapacitní, fotoelektrické a impedanční. Právě fotoelektrický pletysmograf, který pracuje na principu snímání světelných paprsků procházejících vyšetřovanou tkání, patří mezi nejčastěji používané pletysmografy. Průchod paprsků světla může být dvěma způsoby, a to buď reflexní nebo průsvitový (viz Obr. 6). [6]



Obr. 5 Pletysmografická křivka, osa y značí objemovou změnu

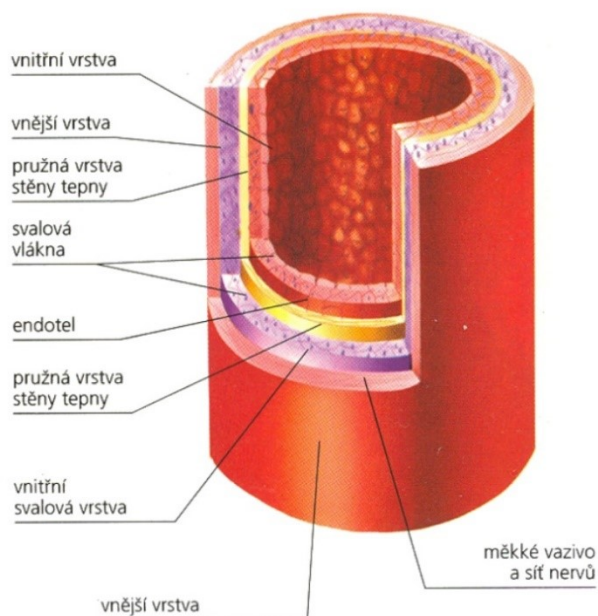


Obr. 6 Průsvitový a reflexní pletysmograf

2 Cévní soustava

Hlavní funkcí cévní neboli oběhové soustavy je rozvod krve po celém těle, a tedy transport živin, plynů a odpadních látek metabolismu. Krev je rozváděna pomocí krevních cév, které se rozdělují na tepny (*arterie*), žíly (*vény*) a vlásečnice (*kapiláry*).

Stěny těchto cév jsou složeny ze tří vrstev, kde každá má jiné vlastnosti a procento zastoupení. Vnitřní vrstva (*tunica intima*) obsahuje endotelové buňky a je v přímém kontaktu s protékající krví. Střední vrstvu (*tunica media*) tvoří hladká svalovina a elastická vlákna. Poslední, vnější vrstva (*tunica externa*), je tvořena hlavně kolagenním vazivem, ale mohou se zde nacházet i vlákna elastická a ve větších cévách hladká svalovina. Stavbu cév můžete vidět na Obr. 7.



Obr. 7 Stavba krevní cévy

Vlásečnice jsou nejmenší cévy s velmi tenkou stěnou, jejichž průměr se pohybuje v rozmezí od 5 do 20 μm a délka okolo 0,5 mm. Stěna kapiláry je tvořena jednovrstvým epitelem, přes který probíhá látková výměna v organismu a propojuje tak tepenný a žilní systém. Díky své funkci se vyskytují skoro ve všech tkáních lidského těla. Jejich rozmístění však není rovnoměrné, ale závisí na intenzitě látkové přeměny.

Tepny mají jako hlavní úkol rozvádět okysličenou krev po celém těle. Největší tepnou v lidském organismu je aorta, která má průměr 25 mm a mezi nejmenší tepny patří s průměrem 100 μm tzv. tepénky. Jelikož srdce vypuzuje krev pod velkým tlakem, je nutné, aby stěna cév byla dostatečně odolná a pružná a tím tak zajišťovala kontinuální tok krve. Na pružnosti cévní stěny mají největší podíl elastická vlákna, kde hlavní složku tvoří elastin. Tento typ tepen se nachází okolo srdce a jsou často označovány jako tzv. pružnickové cévy. Druhým typem jsou cévy svalového původu, u kterých ve stěně převládá hladká svalovina. Jejich hlavní funkcí je udržování tonusu stěn cév.

Vény neboli žíly fungují jako sběrači a odvádí oxid uhličitý a produkty metabolismu z tkání a orgánů do srdce a poté do plic. Jejich průměr je v rozmezí od 20 mm do cca 1 mm. Stěna je v porovnání se stěnou tepny mnohem tenčí a poddajnější, proto se často používají jako zásobárna krve. V žilním

systému je tlak mnohonásobně menší než tlak v systému tepenném. Pohybuje se v rozmezí od 15 mmHg (2 kPa) na periferiích a nejnižší hodnoty dosahuje u srdce, v horní a dolní duté žíle, kde se blíží nulové hodnotě. Žíly, které se nacházejí pod úrovní srdce, mají ve stěně větší procento svaloviny než žíly nad srdcem, a to z jediného důvodu. Svalovina napomáhá postupnému smršťování, což umožňuje průtok krve. Aby nedocházelo ke zpětnému proudění jsou žíly vybaveny speciálními chlopněmi, které tomuto jevu zabráňují. [7] [8] [9]

2.1 Vlastnosti cévního řečiště

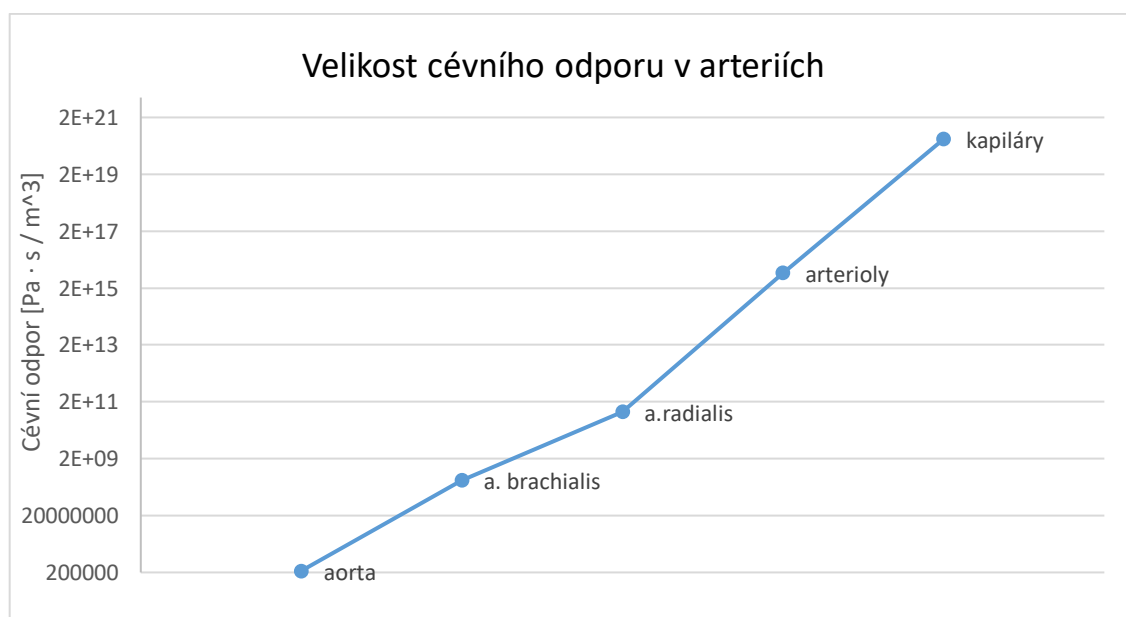
Mezi nejdůležitější vlastnosti cévního řečiště bezesporu patří cévní odpor, elasticita a tuhost cév. Právě tyto parametry mají největší vliv na rychlost šíření pulsni vlny a jejich špatná funkce má za následek vznik řady onemocnění.

2.1.1 Cévní odpor

Resistence neboli odpor je síla působící v cévách proti toku krve. Cévní odpor je tvořen z několika složek jako je tření krve o stěnu cév, viskozita krve a v neposlední řadě hlavně průřez cévní trubice, což je rozhodující faktor, jenž se týče velikosti odporu. Čím je průřez cévy menší, tím je cévní odpor vyšší. Na Obr. 8 je vidět závislost velikosti cévního odporu na poloměru jednotlivých arterií.

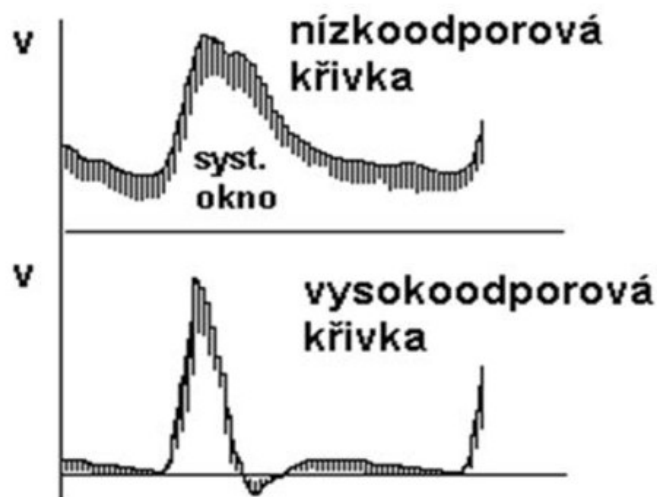
Tab. 2 Parametry pro výpočet cévního odporu

Arterie	Viskozita krve [Pa · s]	Délka [mm]	Poloměr [mm]	Cévní odpor [Pa · s / m ³]
aorta	3,5	10	25,000	$2,28 \cdot 10^5$
a. brachialis	3,5	10	4,000	$3,48 \cdot 10^8$
a. radialis	3,5	10	1,000	$8,91 \cdot 10^{10}$
arterioly	3,5	10	0,060	$6,88 \cdot 10^{15}$
kapiláry	3,5	10	0,004	$3,48 \cdot 10^{20}$



Obr. 8 Graf velikosti cévního odporu v arteriích

Velikost periferního odporu se v lékařství nejčastěji posuzuje podle tvaru rychlostních křivek toku. Vysoký periferní odpor se na křivce projeví prudkým zrychlením toku v systole a následně velmi nízkou až nulovou rychlostí na konci diastoly. Tato vysokoodporová křivka se nejčastěji vyskytuje u arterií horních i dolních končetin. Druhým typem je nízkoodporová křivka, která je znakem arterií, jež slouží jako transport krve pro určité orgány (např. játra, ledviny, slezina). Zrychlení v systole již není tak prudké jako u vysokoodporové křivky a v diastole je rychlost toku stále nad nulovými hodnotami. Obě křivky se nachází na Obr. 9.



Obr. 9 Tvar rychlostních křivek [7]

Díky perifernímu odporu, krev, která je pumpována ze srdce, neodtéká hromadně do žil, ale zůstává v arteriální části tělního oběhu. Hlavním pomocníkem jsou elastické vlastnosti arterií (viz Obr. 10). Ve výsledku vzniká kontinuální tok krve i přes to, že na začátku diastoly se ve velkých arteriích krevní tok zastavuje. [7] [10] [11] [12]

Tab. 3 Podíl jednotlivých složek na periferním odporu

arterioly	40 %
artérie	27 %
kapiláry	26 %
vény	7 %

2.1.1.1 Regulace hemodynamického odporu

Rozlišují se dva typy řízení. Regulace krátkodobá a dlouhodobá. Při krátkodobé regulaci dochází ke změnám průsvitu cév pomocí hladké cévní svaloviny, zatímco dlouhodobé řízení je provázáno obtížně vratnou hypertrofií cévní stěny. Dalším způsobem dlouhodobé regulace je změna hustoty cév, tedy zánik či vytváření, což má za následek zvětšení či zmenšení celkového průřezu mikrocév. [10] [11] [12]

2.1.1.2 Analogie s Ohmovým zákonem

Cévní odpor R je stejně jako odpor elektrický nepřímo úměrný poloměru cévy r a přímo úměrný její délce l . Rozdíl je však v tom, že odpor elektrický klesá s druhou mocninou poloměru, zatímco cévní odpor je nepřímo úměrná čtvrté mocnině poloměru cévy:

$$\Delta P = \frac{8 \cdot \eta \cdot l \cdot Q}{\pi \cdot r^4}$$

$$R = \frac{\Delta P}{Q}$$

$$R = \frac{8 \cdot \eta \cdot l}{\pi \cdot r^4} \left[\frac{Pa \cdot s}{m^3} \right], \quad (2)$$

kde η označuje viskozitu. Jelikož je rovnice odvozena z Hagen – Poiseuillova zákona, platí pouze pro laminární proudění. Toto proudění je za fyziologických podmínek nejčastější. Jednotlivé vrstvy krve se pohybují rovnoběžně, ale jejich rychlost není konstantní, protože směrem ke stěně cév vlivem viskozity klesá. Druhým případem je proudění turbulentní, při kterém vznikají místní víry, které jsou doprovázeny zvukovými jevy (šelest). Přejít neboli kritický bod mezi laminárním a turbulentním prouděním označuje Reynoldsovo číslo. Fyziologická hodnota Reynoldsova čísla je 1000.

Cévní odpor nelze měřit přímo, stejně tak jako odpor elektrický. Lze jej získat z tlakového rozdílu a toku krve. Součtem všech jednotlivých odporů tělního oběhu vznikne celkový periferní odpor. Sériově uspořádané cévní odpory mají celkový odpor roven jejich součtu (viz rovnice 3), zatímco u odporů, které jsou seřazené paralelně, je jejich celkový odpor roven převrácené hodnotě součtu jejich převrácených hodnot (viz rovnice 4). Stejně tak jako odpor ohmický. [10] [11] [12]

$$R_{seriově} = R_1 + R_2 \quad (3)$$

$$R_{paralelně} = \frac{1}{\frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2}} \quad (4)$$

2.1.2 Elasticita

Roztažnost, často označovaná jako elasticita, je základní schopnost cév, která způsobuje hromadění a následné uvolnění krve vlivem změny tlaku při srdeční činnosti. Z fyzikálního hlediska se jedná o změnu kinetické energie v potenciální. Jak už bylo řečeno, jejím následkem bývá udržován kontinuální tok (viz Obr. 10). Jakákoliv změna, která má za následek snížení roztažnosti cév vede ke zvýšení rychlosti pulsní vlny a je základním kamenem při vzniku kardiovaskulárních onemocnění.

Míru elasticity cévní stěny určuje koeficient objemové roztažnosti E , který je definován jako podíl tlaku P na cévní stěnu a objemu cévy V

$$E = \frac{\Delta P}{\Delta V}. \quad (5)$$

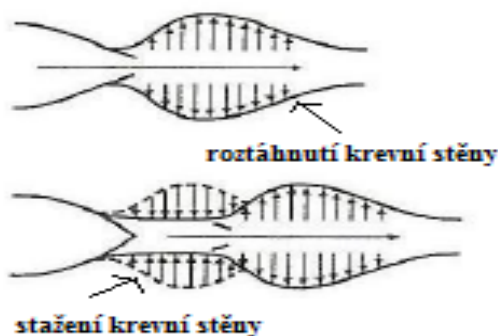
Často se také můžeme setkat s pojmem compliance C neboli poddajnost, což je převrácená hodnota objemové roztažnosti E . Čím je stěna tužší, tím je nižší compliance a rychlost šíření pulsní vlny je tak vyšší:

$$C = \frac{\Delta V}{\Delta P}. \quad (6)$$

Objemovou roztažnost lze také vypočítat z Moens-Kortewegova vzorce, u kterého, na rozdíl od rovnice č. 5, je nutné znát geometrické parametry cévy

$$E = \frac{PWV^2 \cdot 2 \cdot r \cdot \rho}{h}, \quad (7)$$

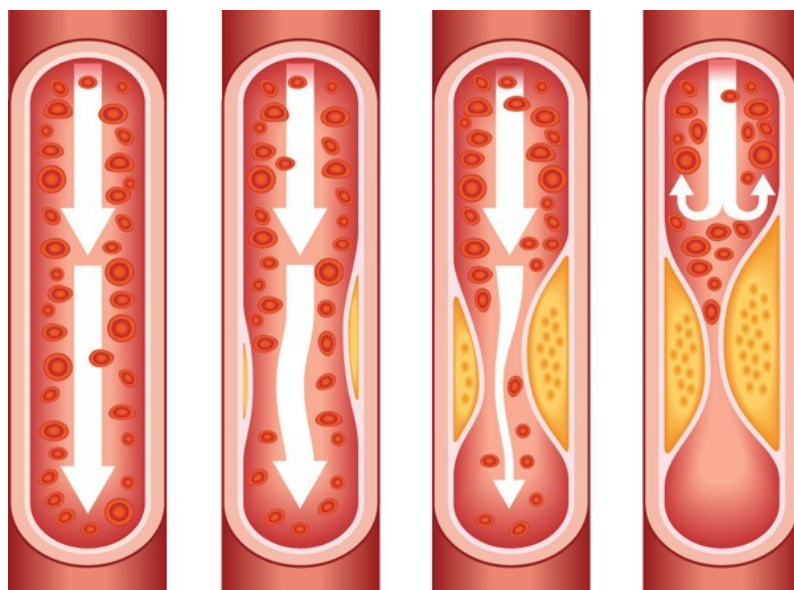
kde PWV značí rychlost šíření pulsní vlny, r poloměr cévy, h šířku cévní stěny a ρ hustotu proudící kapaliny. [5] [13] [14]



Obr. 10 Přeměna pulsujícího toku na tok kontinuální [7]

2.1.3 Tuhost

Změny cévní stěny, zejména v místě, kde je největší výskyt elastických vláken, jsou hlavní příčinou zvýšené tuhosti cévní stěny. Při změnách dochází k ukládání cholesterolu právě místo vláken elastinu a cévní stěna tak správně neplní svou funkci. Tyto změny se nejvíce projevují s vzrůstajícím věkem organismu. Další příčinou zvýšené tuhosti je vznik aterosklerózy. Toto onemocnění se nejčastěji projevuje částečným zmenšením průsvitu cévy, kdy dochází k ukládání tukových látek a ke vzniku tzv. aterosklerotických plátů. Ty mají za následek zúžení průsvitu cévy, snížení její elasticity a následný omezený průtok krve (viz Obr. 11). To v celkovém důsledku vede ke zvýšení periferního odporu a krevního tlaku.



Obr. 11 Postupný vznik aterosklerotických plátů

Tuhnutí cév se také velkou měrou podílí na rychlosti šíření pulsní vlny. Sekundární vlna se odráží mnohem dříve a vrací se ještě v době, kdy trvá systola srdce. V důsledku toho se zvyšuje pracovní zátěž a tím pádem roste spotřeba kyslíku srdečního svalu. Určení rychlosti šíření pulsní vlny se také využívá k detekci různých stádií aterosklerózy, kdy se využívá vztahu z Moens-Kortewegova vzorce. Tedy

$$PWV = \sqrt{\frac{E \cdot h}{2 \cdot r \cdot \rho}}, \quad (8)$$

kde PWV značí rychlost šíření pulsní vlny, r poloměr cévy, h šířku cévní stěny, ρ hustotu proudící kapaliny a E Youngův modul pružnosti.

Definice Youngova modulu pružnosti je

$$E = \frac{\Delta P \cdot r}{h \cdot \Delta r}, \quad (9)$$

kde ΔP je změna tlaku v cévě, r poloměr cévy, h tloušťka cévní stěny a Δr změna poloměru cévy při průchodu pulsní vlnou. [15]

3 Rešerše

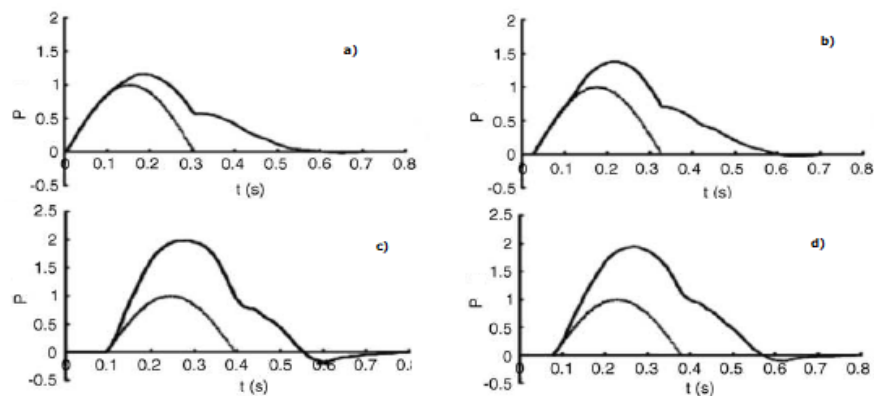
Zde jsou publikace týkající se oblasti snímání a šíření tlakové vlny se shrnutím výsledků, ke kterým autoři dospěli. Z výsledků rešerše vyplývá, že existuje celá řada možností snímání tlakové vlny a její analýzy, které se však liší v závislosti na použité metodě.

Název: Wave propagation in a model of the arterial circulation

Autor: J. J. Wang, K. H. Parker

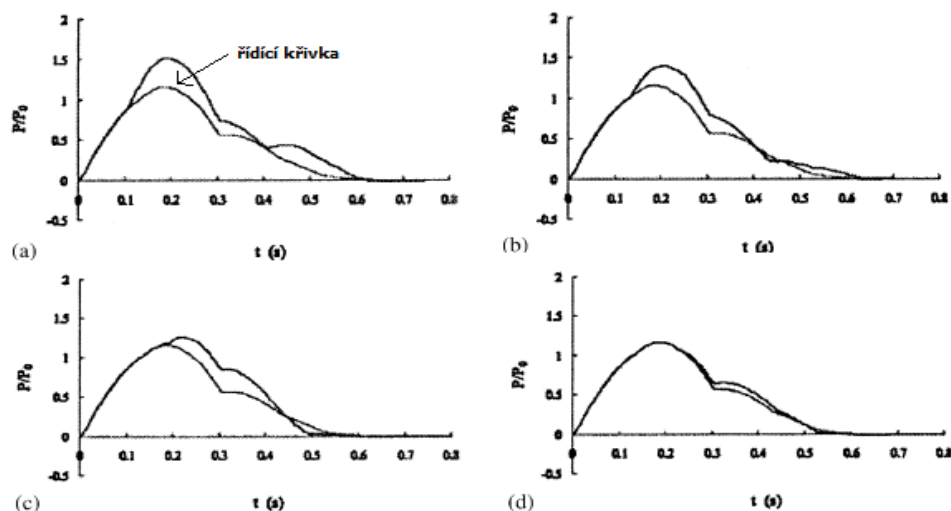
Publikace: Journal of Biomechanics 37 (2004)

Tento článek se zabývá šířením pulsní vlny v modelu arteriálního oběhu. Model obsahuje anatomické a fyziologické údaje pro 55 největších arterií upravené tak, aby rozbíhající se strom arterií byl dobře přizpůsoben pro dopředné vlny. Periferní tepny v modelu jsou zakončeny odporovými prvky, které jsou upraveny tak, aby vytvářely fyziologicky rozumné rozložení střední hodnoty průtoku krve. V modelu se vlna tlaku a rychlosti generovaná kontrakcí levé komory šíří a odráží. Tyto odražené vlny jsou odrazem každého větvení, se kterým se setkávají, a vytváří se tak komplexní vzor vln.



Obr. 12 Tlakový průběh ve čtyřech místech arteriálního systému: a) vzestupná aorta, b) hrudní aorta, c) břišní aorta, d) kyčelní tepna [17]

Model byl také rozšířen ke studiu účinku ucpání aorty (viz Obr. 13). Byly modelovány 4 místa uzávěru, a to vzestupná aorta (a), aorta na úrovni bránice (b), břišní aorta (c) a jedna z kyčelních tepen (d), kde můžeme pozorovat podstatné změny v tvaru tlakové křivky. [17]



Obr. 13 Tlakový průběh ve čtyřech ucpání aorty: a) vzestupná aorta, b) hrudní aorta, c) břišní aorta, d) kyčelní tepna [17]

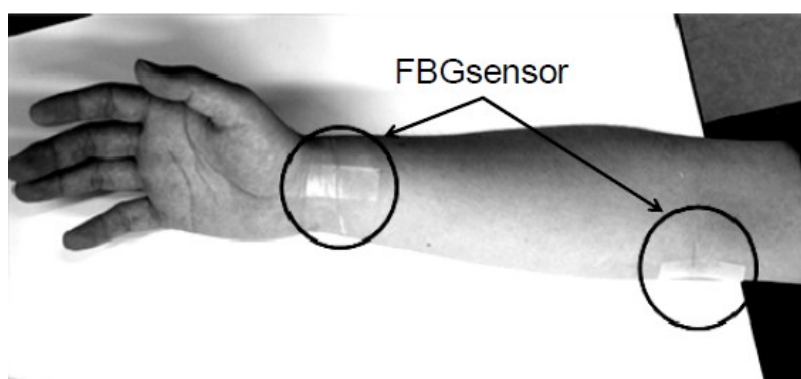
Pro mou práci lze využít možnost simulace ucpání různých typů tepen a následné tlakové průběhy, avšak nevýhodu vidím v tom, že zde nebyly popsány jednotlivé součásti modelu a ani metoda, kterou se dospělo k výsledkům.

Název: Non-invasive blood pressure measurement by pulse wave analysis using FBG sensor

Autoři: Yui Katsuragawa a Hiroaki Ishizawa

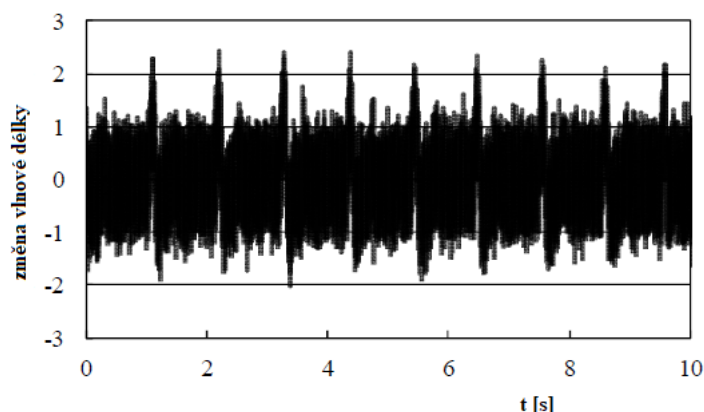
Publikace: Instrumentation and Measurement Technology Conference (I2MTC), 2015 IEEE International

V tomto článku, který se věnuje neinvazivnímu měření krevního tlaku pomocí analýzy pulsí vlny využijeme část, která se zaměřuje na detekci pulsí vlny. Ke snímání se využívá senzor FBG, který je konstruován v krátkém segmentu optických vláken, jehož principem je odraz konkrétní vlnové délky světla a přenos všech ostatních.

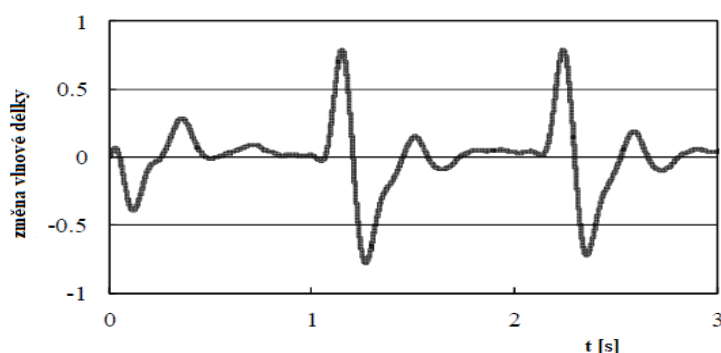


Obr. 14 Umístění senzorů FBG [18]

Ke snímání z brachiální a radiální tepny a získání pulsí vlny musely být senzory fixovány na kůži. Toto umístění bylo zvolené proto, že na těchto místech lze jednoduše sledovat pulsaci. [18]



Obr. 15 Záznam pulsní vlny měřené na zápěstí pomocí FBG senzoru [18]



Obr. 16 Pulsní vlna po filtraci [18]

Výhodu a využitelnost této práce vidím v jednoduchosti a neinvazivní metodě použití senzoru FBG, který může být následně použit ke snímání. Tato práce se však zabývala pouze třemi zdravými subjekty. Při větším množství zkoumaných jedinců, např. s hypertenzí nebo dětmi, se mohou výsledky rozcházet a může tak docházet k většímu procentu chyb.

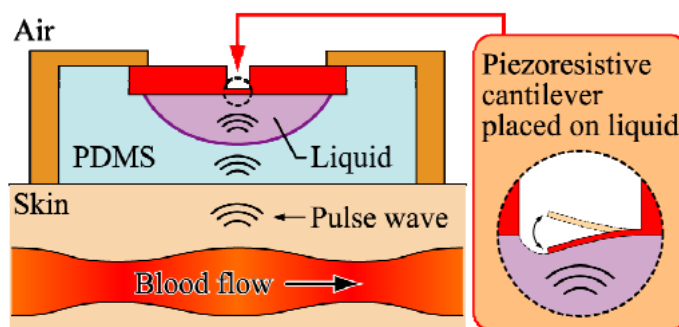
Název: Pulse wave measurement in human using piezoresistive cantilever on liquid

Autor: T. Kaneko, N. Minh-Dung, P. Quang-Khang, Y. Takei, T. Takahata, K. Matsumoto, and I. Shimoyama

Publikace: Micro Electro Mechanical Systems (MEMS), 2015 28th IEEE International Conference

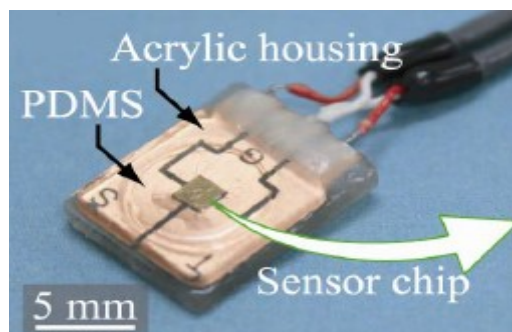
Tato práce se zabývá měřením pulsní vlny na lidském těle. Rychlost pulsní vlny byla vypočítána na základě synchronizovaného měření pulsních vln ve dvou bodech. Zařízení mělo piezorezistentní konzoli umístěnou na silikonovém oleji. Konzole s olejem byla vložena do polydimethylsiloxanu (PDMS), což je chemický silikon. Tlakové vlny z tepen mohou být dobře přenášeny na konzolu, jelikož akustická impedance silikonového oleje a PDMS je podobná lidské pokožce (viz Tab. 4).

Schematický přehled této studie je uveden na Obr. 17. Když srdce vypudí krev do arterií, poloměry arterií se mění v důsledku změn tlaku. Tyto radiální pohyby vytvářejí pulsní vlnu, která se šíří přes lidskou tkáň, PDMS a silikonový olej na piezorezistentní konzolu, která dokáže detekovat vlny s vysokou citlivostí.



Obr. 17 Schematický přehled měření pulsních vln na lidském těle [19]

Velikost zařízení byla $11 \text{ mm} \times 14 \text{ mm} \times 3 \text{ mm}$. Vzhledem k tomu, že PDMS je biologicky kompatibilní materiál, vytváří pro pokožku bezpečné kontaktní místo. Akrylové pouzdro zamezí boční deformaci PDMS. Aby se snížil elektrický šum, byly kabely připájeny na desku plošných spojů a zality do epoxidové pryskyřice. [19]



Obr. 18 Snímací zařízení [19]

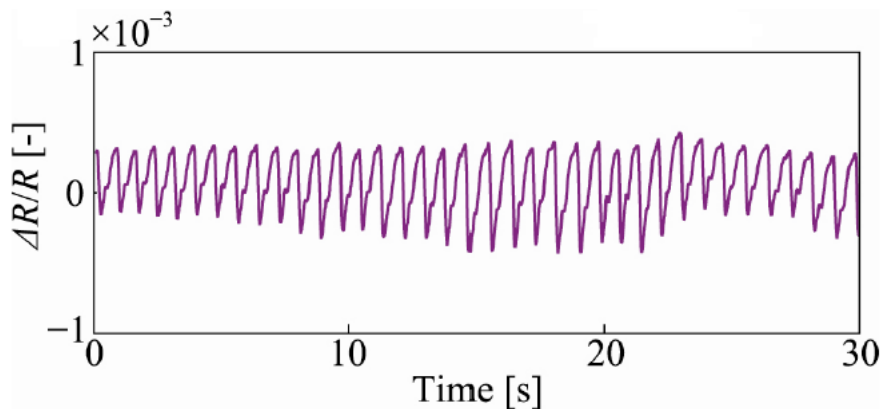
Tab. 4 Akustická impedance [19]

Prostředí	Akustická impedance [$\text{kg} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}$]
pokožka	$1,99 \cdot 10^6$
PDMS	$1,05 \cdot 10^6$
silikonový olej	$1,07 \cdot 10^6$
vzduch	$4,07 \cdot 10^2$

První měření se provádělo na ukazováčku levé ruky, kde byly senzory připevněny lepicí páskou (viz Obr. 19). Předmětem byl 24letý zdravý muž. Pulsní křivku můžeme vidět na Obr. 20. [19]

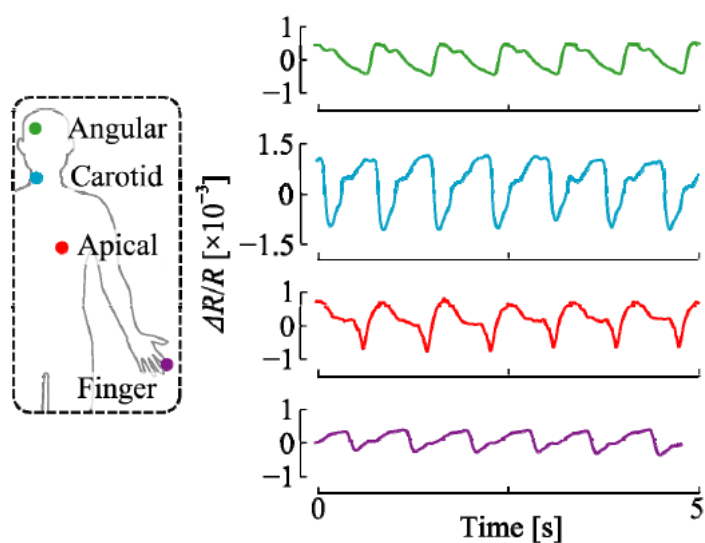


Obr. 19 Umístění senzoru [19]



Obr. 20 Pulsní křivka z levého prstu [19]

Další měření se provedlo na 4 zvolených místech (viz. Obr. 21).

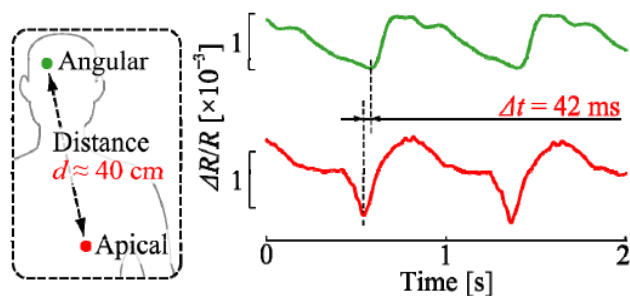


Obr. 21 Místa snímání a průběhy pulsních vln [19]

Poslední část práce se věnovala výpočtu rychlosti šíření pulsních vln (PWV) (viz Obr. 22). Senzory byly umístěny ve vzdálenosti 40 cm a časový rozdíl dvou vrcholů v každé pulsní vlně byl 42 ms. Z rovnice pro výpočet PWV

$$PWV = \frac{d}{\Delta t},$$

kde d značí vzdálenost mezi dvěma body a Δt časový rozdíl vyplývá, že hodnota PWV mezi čelem a srdcem byla 9,5 m/s. [19]



Obr. 22 Záznam pulsních vln pro měření PWV [19]

Výsledkem této práce je sestavení velmi citlivého snímače pulsních vln, který by našel uplatnění i v mé práci. Výstupem jsou křivky naměřené na více místech lidského těla a následný výpočet PWV. Nevýhodu, stejně jako v minulé rešerši, vidím v testování na malém množství objektů.

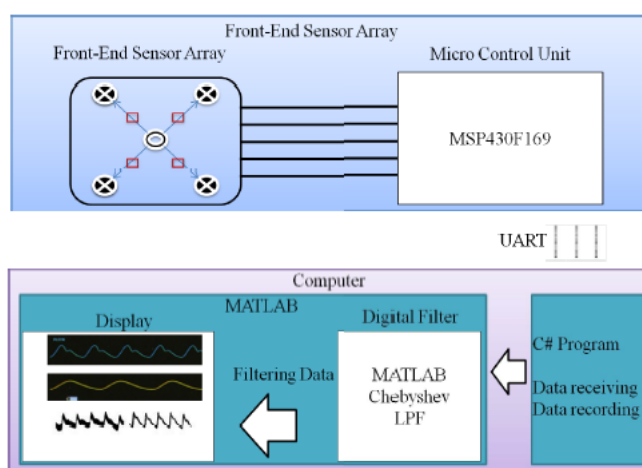
Název: A novel near-infrared array based arterial pulse wave measurement method

Autor: Wei-Chin Huang, Hsiang-Wen Hou, Ching-Ju Cheng, Shih-Yang Wu, Tien-Ho Chen, and W ai-Chi Fang

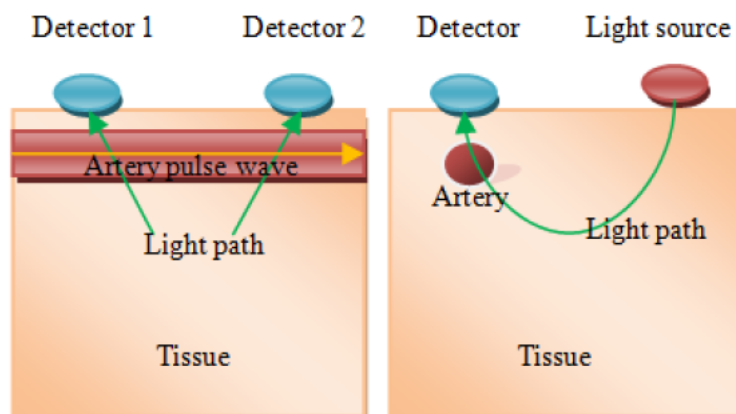
Publikace: Biomedical Circuits and Systems Conference (BioCAS), 2013 IEEE

V tomto článku byla navržena metoda detekce PWV na radiálních tepnách s jediným sensorovým polem, mikrokontrolerem typu MSP430F169 a počítačem. Výsledky PWV se zobrazují na obrazovce počítače pomocí grafického programu MATLAB.

Systém (viz Obr. 23) obsahoval dvě části. První část tvořilo čelní sensorové pole pro detekci pulsních vln a mikrokontroler. Pro měření lokálních arteriálních pulsních vlnových signálů bylo použito sensorové pole, které obsahovalo infračervené světlo (650–950 nm) ve třech různých polohách radiální tepny. Druhou částí byly počítačové programy obsahující program C navržený pro příjem dat a Chebyshevův filtr v programu MATLAB, který byl využit k odfiltrování vysokofrekvenčních složek. Výstupem bylo získání lokálního PWV na radiální tepně. [20]

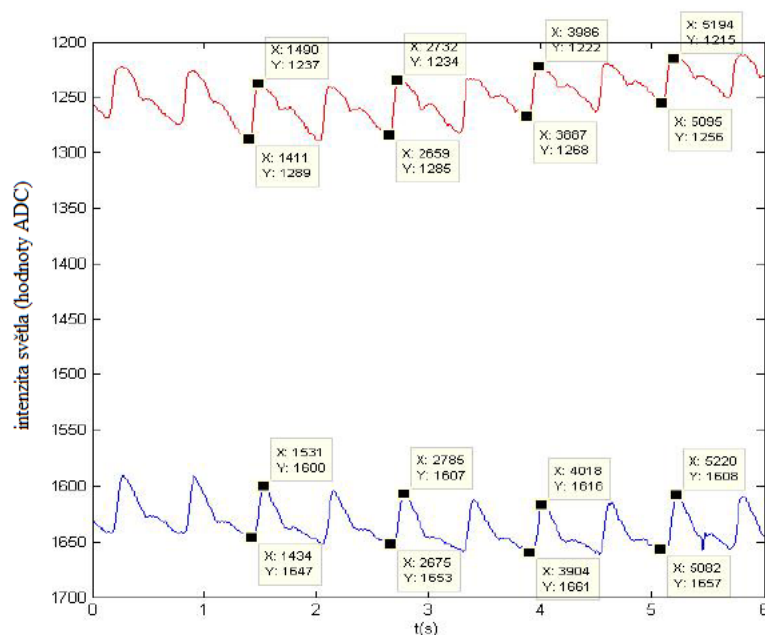


Obr. 23 Systémové schéma [20]



Obr. 24 Průchod paprsku přes arterii [20]

K testování byl vybrán 23letý subjekt. Měření bylo provedeno na radiální tepně levé ruky. Výsledky jsou zobrazeny na Obr. 25 a rychlost PWV v Tab. 5, která byla vypočítána z rovnice 1. Vzdálenost mezi dvěma detektory byla 2 cm. [20]



Obr. 25 Výsledky zobrazené v programu MATLAB [20]

Tab. 5 Pulsní interval a PWV [20]

Pulsní vlna	Pulsní interval [ms]		PWV [cm/s]	
	min peak	max peak	min peak	max peak
1	23	41	86,96	48,78
2	16	53	125,00	37,74
3	17	32	117,65	62,50

V této práci byla navržena nová detekční metoda pro měření PWV na radiálních tepnách. Prostřednictvím tohoto experimentu bylo prokázáno, že PWV by mohla být měřena za použití cenově výhodného, flexibilního a přenosného sensorového pole a toto snímání by našlo využití v mé práci. V budoucnu se hodlá provést rozsáhlý test s širším spektrem subjektů. Dále je nutné zkoumat, jak umístit detektory přímo nad tepny jednoduchým a rychlým způsobem a možnosti využití systémů v domácí péči.

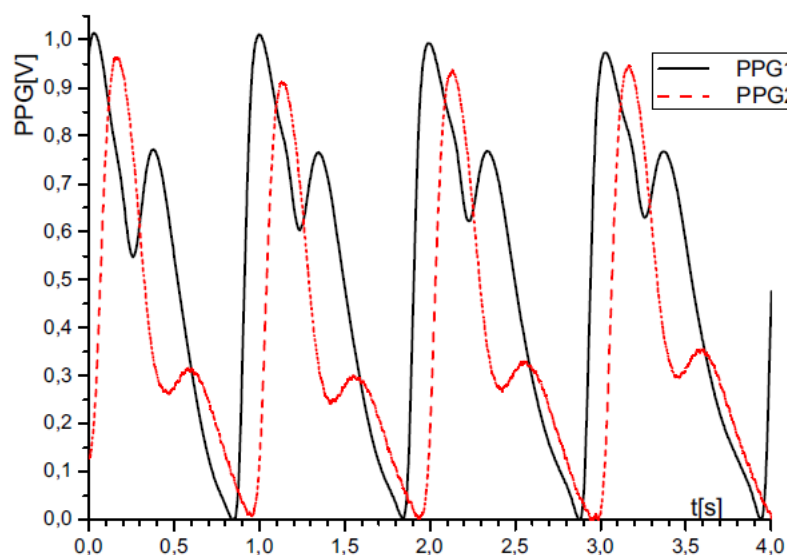
Název: Radial artery pulse wave measurement by photoplethysmography and compound pulse wave decomposition

Autor: M. Huotari, K. Maatta, J. Kostamovaara

Publikace: Electronics Conference (BEC), 2010 12th Biennial Baltic

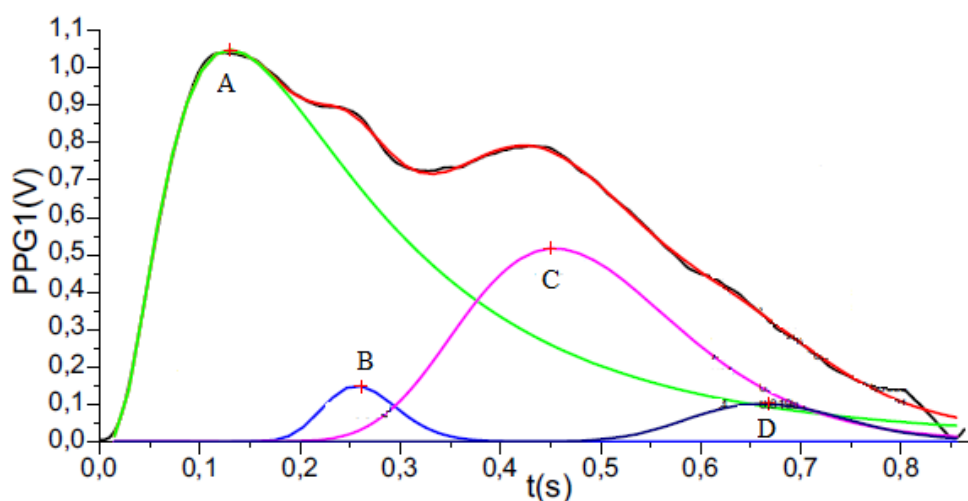
V této rešerši je k měření pulsni vlny radiální tepny využit fotoplethysmograf. Jako světelný zdroj se používá infračervená LED. Systém se skládá ze dvou optických měřicích sond, jedna pro prst a druhá pro špičku, a složené elektronické jednotky pro manipulaci s opticky měřenými signály. Měřicí hlava se skládá ze dvou LED (620 a 940 nm) a jednoho velkoplošného fotoelektrického detektoru pro snímání světla emitovaného LED. Kombinovaná elektronická jednotka obsahuje elektroniku pro řízení LED,

dva předzesilovače pro signály, analogově-digitální převodník a rozhraní USB pro přenos digitalizovaných výsledků. Subjekty byly měřeny ráno, v klidu, bez kávy nebo tabáku. Každé měření trvalo asi pět minut, aby se získalo po sobě jdoucích 300 impulzů, ze kterých bylo vybráno paralelně 10 až 20 nejstabilnějších pro rozkladnou analýzu pulsních vln. Obr. 26 ukazuje signály vlnové délky 940 nm měřené skrz špičku prstu (černá) a špičku špičky (červená).



Obr. 26 Průběh pulsních vln [21]

Na Obr. 27 je znázorněn analyzovaný tvar fotopletygmografické křivky. Skládá se ze čtyř složek v každé pulsní vlně: perkuse (A), přílivová (B), dikrotická (C) a periferní reflexní složka. Perkuse je způsobena kontrakcí svalu levé komory srdce. Druhou složkou je přílivová vlna, vyskytující se během pozdější části systoly, způsobená elastickými vlastnostmi aorty. Dikrotická složka je odražený puls z nižší elasticity obvodu a rozvětvených částí. [21]



Obr. 27 Analyzovaná fotopletygmografická křivka [21]

Výhodu této práce vidím v tom, že použitá metoda se v praxi běžně používá a je tedy ověřená a dostupná. Analýza vzniklé křivky může následně pomoci k odhalení arteriálních změn a vzniku kardiovaskulárních onemocnění.

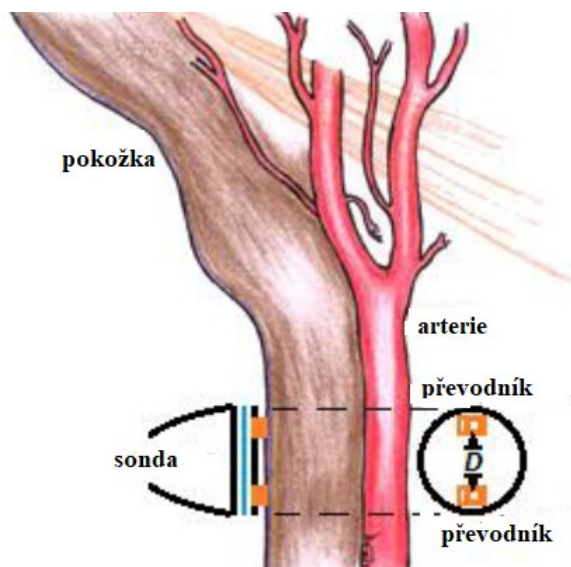
Název: Arterial compliance probe for local blood pulse wave velocity measurement

Autor: Nabeel P.M, Jayaraj Joseph, Mohanasankar Sivaprakasam

Publikováno: Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2015 37th Annual International Conference of the IEEE

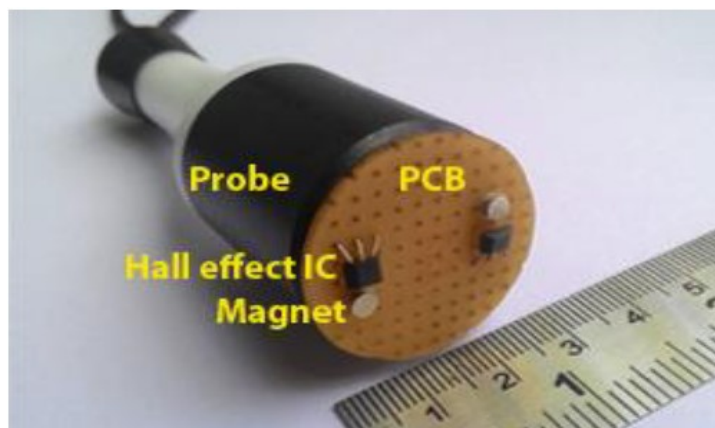
Tato rešerše se věnuje návrhu arteriálních sond pro měření lokální rychlosti pulsních vln (PWV). Místní PWV usnadňuje přímou charakterizaci lokálních vlastností stěn a odhad lokálního impulsního tlaku. Dále jsou popsány dva návrhy sond, a to sonda založená na magnetickém pletysmografu (MPG) a sonda založená na fotopletysmografu (PPG). Schopnost lokálních sond zachycovat vlny karotických krevních pulsů je ověřována in vivo studiemi u několika málo dobrovolníků.

Lokální PWV se měří od karotidové arterie pomocí základní rovnice rychlosti vzdálenosti (L) a času (ΔT), jak je tomu uvedeno v rovnici 1. Konstrukce arteriální sondy pro měření lokální PWV, která se skládá z dvojice snímačů krevních pulsů oddělených vzdáleností (D) je znázorněna na Obr. 28. Aby se eliminovala chyba v lokálním PWV v důsledku měření vzdáleností, snímače jsou udržovány blízko a ve známé konstantní vzdálenosti od sebe. Převodníky pomáhají při získávání dvou odlišných krevních pulsů z dvou míst na tepně, což pomáhá při výpočtu ΔT , a tedy lokálního PWV. [22]

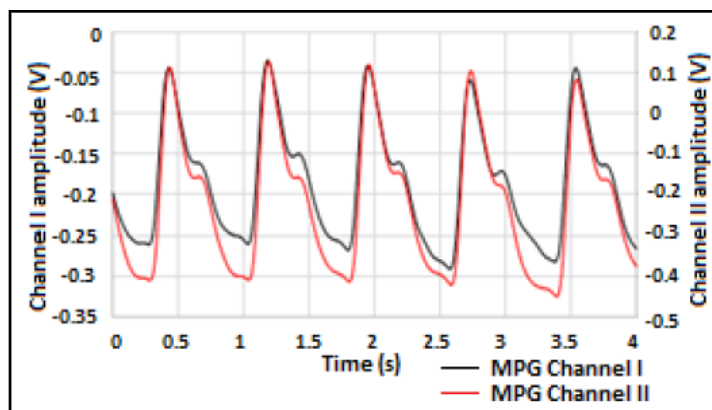


Obr. 28 Umístění sondy [22]

MPG snímače byly udržovány ve známé pevné vzdálenosti, což umožňuje měření na různých subjektech bez nutnosti samostatného vyhodnocování vzdálenosti při každém umístění sondy. Oba měniče MPG byly namontovány na jediné desce plošných spojů (DPS) s kruhovým tvarem. Jeden permanentní magnet s typem disku s průměrem 3,175 byl použit k vyvolání Hallova efektu. Důsledkem tohoto efektu se hromadí na jedné straně látky záporný náboj a na straně druhé náboj kladný. Vzhledem k tomu, že póly mají různý potenciál, vzniká Hallovo napětí. Obr. 29 znázorňuje nově vyvinutou sondu MPG s měniči, které jsou ve vzdálenosti 18,3 mm od sebe. Pulsní průběh získaný z karotidové arterie pomocí sondy MPG je zobrazen na Obr. 30. [22]

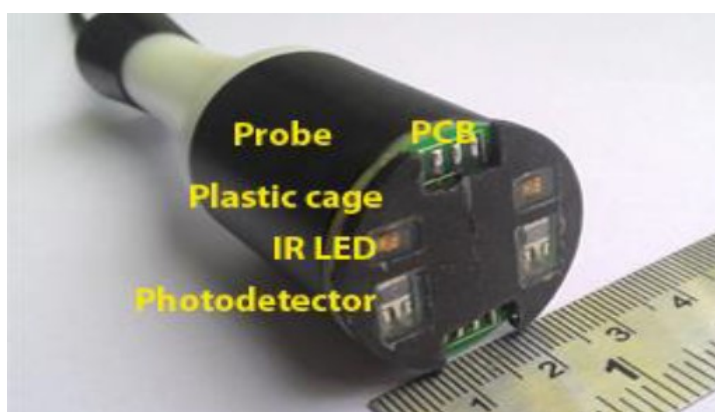


Obr. 29 MPG sonda [22]

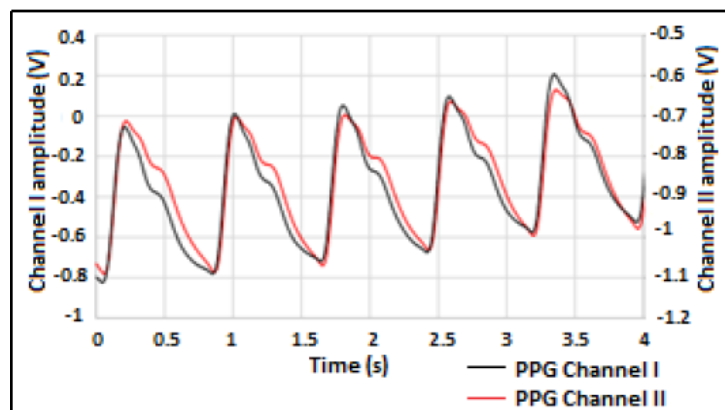


Obr. 30 Záznam pulsních vln z MPG sondy [22]

PPG sonda se skládá z dvojice převodníků s infračervenými LED a fotodetektoru. Tyto součástky byly připájeny k DPS. Převodníky PPG byly navrženy 20 mm od sebe. Jak IR LED, tak i fotodetektor byly potaženy průhledným materiálem (silikonový tmel pro univerzální použití), aby se snížil impedanční nesoulad a zlepšila se kvalita signálu. Vyvinutá PPG sonda a karotidové pulsní křivky získané pomocí stejné sondy jsou znázorněny na Obr. 31 respektive 32. [22]



Obr. 31 PPG sonda [22]



Obr. 32 Záznam pulsních vln z PPG sondy [22]

Měření bylo provedeno u skupiny 13 zdravých subjektů, mezi které patřili muži a ženy. Věková skupina byla 22 až 31 let s průměrnou délkou života 26,2 let. Nejdříve byl u subjektů změřen krevní tlak pomocí automatického krevního monitoru a poté proběhlo měření PWV pomocí MPG a PPG sondy na pravé krční tepně.

Systolický tlak, diastolický tlak a střední arteriální tlak (MAP) pozitivně korelují s lokálním PWV měřeným pomocí MPG a PPG sond. Korelační koeficient parametrů krevního tlaku s lokálním PWV je uveden v Tab. 6. [22]

Tab. 6 Korelační koeficient PWV a krevního tlaku [22]

Parametry krevního tlaku	Měření lokálního PWV pomocí	
	MPG	PPG
Systolický tlak	0,53	0,50
Diastolický tlak	0,64	0,66
MAP	0,64	0,63

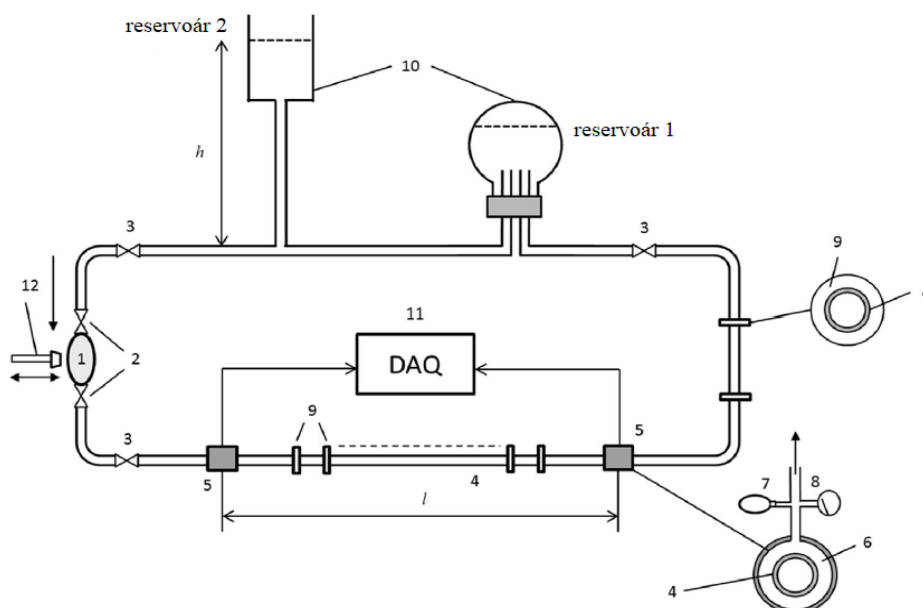
Výsledkem této práce je nalezení potenciálního využití převodníků MPG a PPG pro monitorování krevního tlaku bez manžety a snímání pulsních vln, které by bylo možné využít i v mé problematice. Výhodou je určitě testování na větším množství subjektů, než tomu bylo v předešlých člácích, a konstrukce nových typů sond pro měření.

Název: Effect of viscosity on the wave propagation: Experimental determination of compression and expansion pulse wave velocity in fluid-fill elastic tube

Autor: Bojana Stojadinović, Tamar Tenne, Dragoslav Zikich, Nemanja Rajković, Nebojša Milošević, Biljana Lazović, Dejan Žikić

Publikace: Journal of Biomechanics

V této rešerši jsou uvedeny výsledky experimentálního měření rychlosti šíření pulsní vlny (PWV) kompresních a expanzních vln v elastické trubici. V experimentech byly použity roztoky s různou hustotou a viskozitou. Cílem této studie bylo určit, zda a jak viskozita ovlivňuje PWV. V experimentech byly použity roztoky s různou hustotou a viskozitou (viz Tab. 7). Biofyzikální model oběhového toku je zobrazen na Obr. 33.



Obr. 33 Schéma experimentálního uspořádání [23]

Schéma experimentu se skládalo z gumového čerpadla (1), ventilů uvnitř čerpadla (2), samostatných ventilů (3), silikonové elastické trubice (4), snímače tlaku (5), latexového balónu (6), vzduchového čerpadla (7), manometru (8), prstencovitých balónů (9), zásobníků (10), DAQ desky pro získávání dat (11) a kladiva (12). [23]

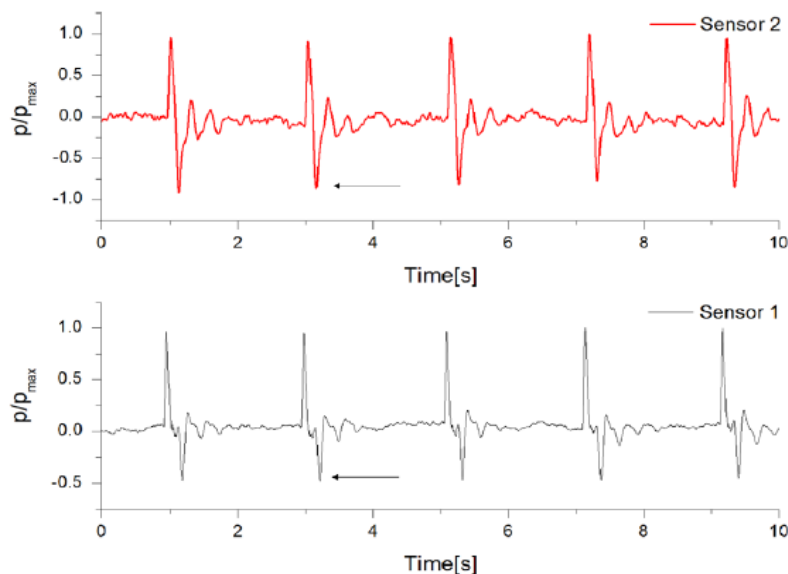
Tab. 7 Experimentálně měřená PWV, hustota a viskozita pro různé koncentrace etylalkoholu [23]

Koncentrace [%]	PWV [m/s]	Hustota [g/l]	Viskozita [mPa · s]
0	34,59	998,23	0,98
10	33,31	981,87	1,47
20	32,76	968,64	2,05
30	32,60	953,82	2,55
40	32,62	935,18	2,77
50	33,16	913,84	2,76
60	33,92	891,13	2,59
70	34,91	867,66	2,33
80	35,79	843,44	1,99

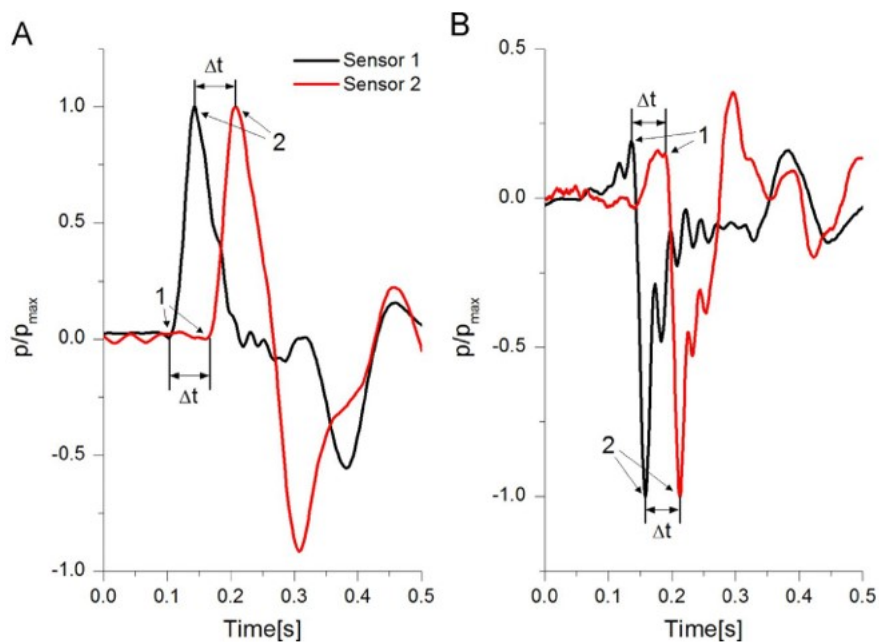
Systém se skládal z gumového čerpadla, ve kterém bylo 84 ml kapaliny. Silikonové trubice s vnitřním průměrem 5 mm a tloušťkou stěny 1,5 mm. Pro experiment byly použity dvě nádrže. První zásobník byl nastaven na úrovni trubky, zatímco výška druhého byla nastavitelná. První nádrž byla uzavřena a 1/3 objemu tvořil vzduch. Další nádrž byla umístěna ve výšce 1 m nad elastickou trubicí, aby vznikl počáteční hydrostatický tlak 10 kPa v kapalině. Vzdálenost mezi dvěma snímači tlaku byla 1 m. Tlakový senzor byl sestaven z kroužku z latexového balónu, plastové neelastické trubice, manometru, vzduchového čerpadla a elektronických součástí.

Měření PWV se provádělo s 9 různými tekutinami: destilovanou vodou a 8 vodnými roztoky ethylenu s koncentrací v rozmezí od 10 do 80 %. Uvnitř trubek, čerpadla a rezervoárů bylo celkem 1000 ml tekutiny. Během pokusů byla teplota všech tekutin a teplota místnosti nastavena na 21 °C. Po nalití tekutiny do systému se spustilo automatické kladivo, které bylo umístěno nad čerpadlem a způsobilo nárazovou vlnu. Kladivo použilo stejnou sílu při každém nárazu. [23]

Mezi rázovými vlnami byly dvousekundové periody pro stabilizaci systému. Úder na čerpadlo vygeneroval pulsní kompresní vlnu (tlačná akce), která se šířila z čerpadla do zásobníku 1 (stejným směrem jako směr průtoku tekutiny). Měření se opakovalo 50x pro každé řešení. Zaznamenané signály tlakových křivek během měření PWV jsou znázorněny na Obr. 34. [23]

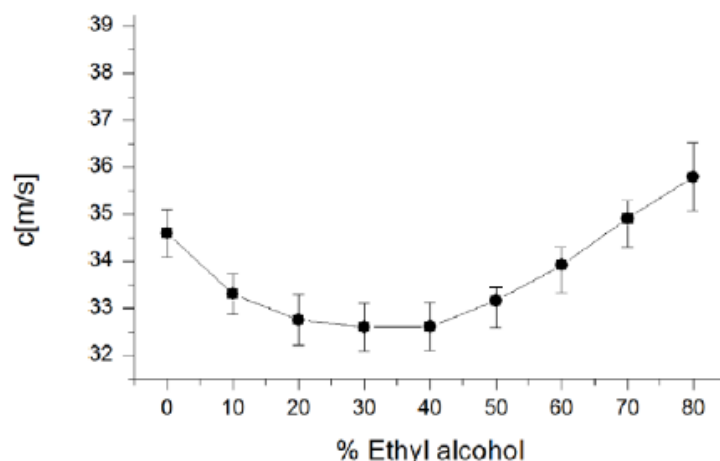


Obr. 34 Zaznamenané úseky tlakových vln [23]



Obr. 35 Zaznamenané tlakové vlny z obou snímačů během jedné impulsní vlny: (A) kompresní vlna a (B) expanzní vlna [23]

Na Obr. 36 je znázorněna naměřená PWV se zvyšující se koncentrací alkoholu v roztoku.



Obr. 36 Graf závislosti rychlosti PWV na koncentraci roztoku [23]

Výstupem lze říci, že PWV klesá s viskozitou a bylo zjištěno, že je vyšší PWV v expanzních vlnách než ve vlnách komprese. Experimentální uspořádání použité v této práci je velmi vhodné pro hemodynamické studie. V mé práci by se uplatnila zejména detekce kompresních a expanzních vln. Další vlastnosti jako odraz vln na rozvětvení trubek nebo měření PWV u trubek s různým průřezem by byly také velmi platné.

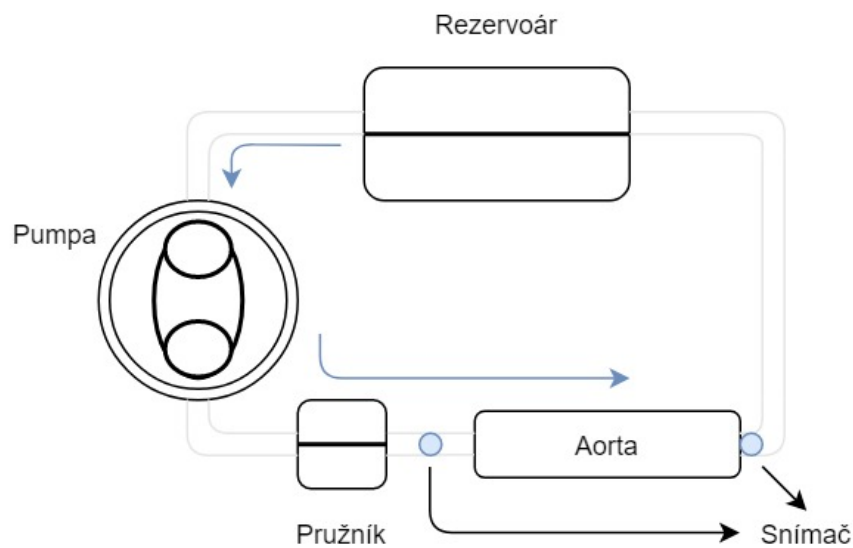
3.1 Výsledky rešerše

Pomocí této rešerše vznikl kompletní obrázek o možnosti snímání pulsní vlny, jak in vivo, tak na příslušném modelu. Byla možnost se seznámit s různými možnostmi a způsoby výroby citlivých senzorů pro snímání a následnou analýzou pulsní vlny. Všechna měření probíhala na pacientech bez kardiovaskulárních onemocnění, a tak dosažené výsledky nemohou být považovány za vyhovující pro všechny typy pacientů. Rešerše také potvrdila skutečnost, že pulsní křivka se směrem k periférii podstatně mění.

Dostupné články se však velmi málo věnují možnosti ovlivnit šíření pulsní vlny pomocí fyzikálních a geometrických vlastností, jako je např. změna průsvitu, tepové frekvence nebo cévní rezistence, které mají vliv jak na šíření, tak na tvar pulsní vlny, a proto bude práce vhodným přírůstkem.

4 Praktická část

Cílem praktické části je navrhnutí a realizace vhodného modelu pro měření vlivu změny parametrů cév na šíření tlakové vlny. Aby bylo co nejlépe nasimulováno šíření tlakové vlny, je potřeba vhodná pumpa, která simuluje srdeční činnost. K vstupu pumpy byl připojen rezervoár o objemu 3 l, který fungoval jako zdroj média. Na výstup pumpy byla připojena přes silikonovou hadičku nádoba, fungující jako pružník. Jejím úkolem je přeměna kinetické energie média na energii potencionální, tak jak je tomu v lidském těle. Za pružníkem je připojená hadička ze silikonu o délce 25 cm, průměrem 1,5 cm a tloušťkou stěny 0,2 cm, která simuluje aortu. Tyto rozměry byly zvoleny tak, aby byly v poměru 1:2 k reálné aortě. Soustava tvořila celkový objem 220 ml (viz Obr. 37).



Obr. 37 Schéma soustavy

Pumpa (viz Obr. 38), od firmy Harvard Apparatus model 1421 (55-3321), se skládá z pístu (viz Obr. 39), který nasává a poté vytlačuje kapalinu a simuluje tak komorový efekt a je možné na ní provádět celou škálu nastavení (viz Tab. 8). Lze ovlivnit výdej pumpy během jednoho cyklu (tepový objem), počet cyklů za minutu (tepová frekvence) a také poměr systoly a diastoly. Nevýhodou však je nemožnost nastavit tepový objem odpovídající hodnotě v lidském těle, který činí v klidu asi 70 ml, zatímco na pumpě šlo nastavit maximálně 30 ml.

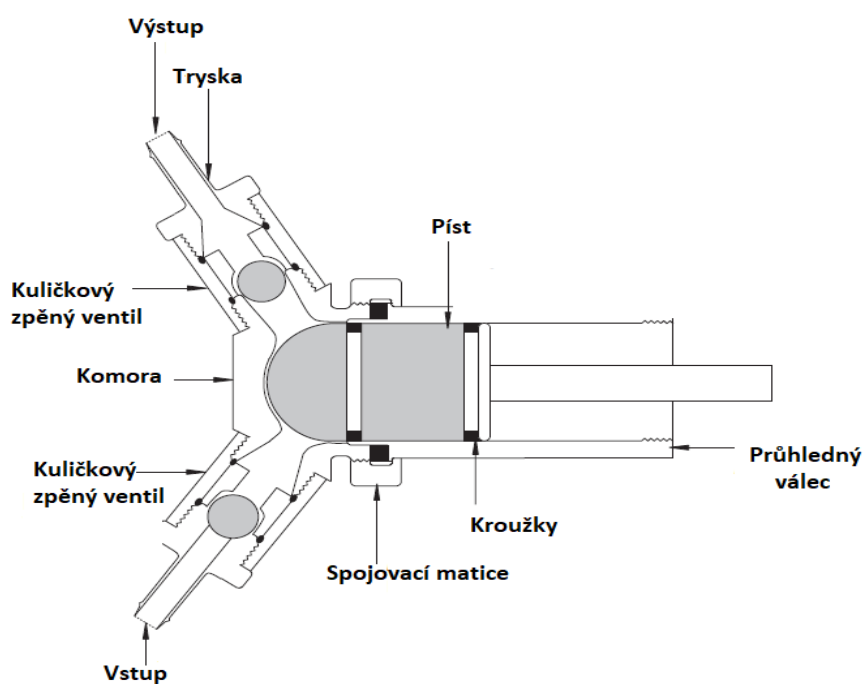


Obr. 38 Pumpa Harvard Apparatus model 1421

Tab. 8 Parametry pumpy Harvard Apparatus 1421

Tepový objem	5 až 30 ml
Tepová frekvence	0 až 200 tepů/min
Poměr systola/diastola	25/75 až 50/50
Napájecí napětí	220 V

Při pohybu pístu směrem vzad vzniká v komoře podtlak, což má za následek otevření vstupního a uzavření výstupního ventilu. Po otevření vstupu se do komory pumpy nasává použité médium a po zaplnění hlavice se píst začne pohybovat opačným směrem, což způsobí přetlak, který otevře výstupní ventil, zavře vstup a vytlačí tak médium z komory ven. Tento děj se označuje jako jeden cyklus.



Obr. 39 Stavba pístu pumpy

Ke snímání tlaku uvnitř modelu byly využity snímače Argon DTX Plus (viz Obr. 40), které slouží jako převodníky tlaku uvnitř modelu na napětí. Senzor obsahuje vstupní ventil, který úplně uzavře vstup nebo jeho pootočením přepne na pomocný ventil. Snímač také obsahuje speciální gumový mechanismus, který slouží k odvodu vzduchu z senzoru a všech přírodních cest. Hlavní funkční parametry senzoru ARGON DTX Plus jsou uvedeny v Tab. 9.



Obr. 40 Snímače tlaku Argon DTX Plus

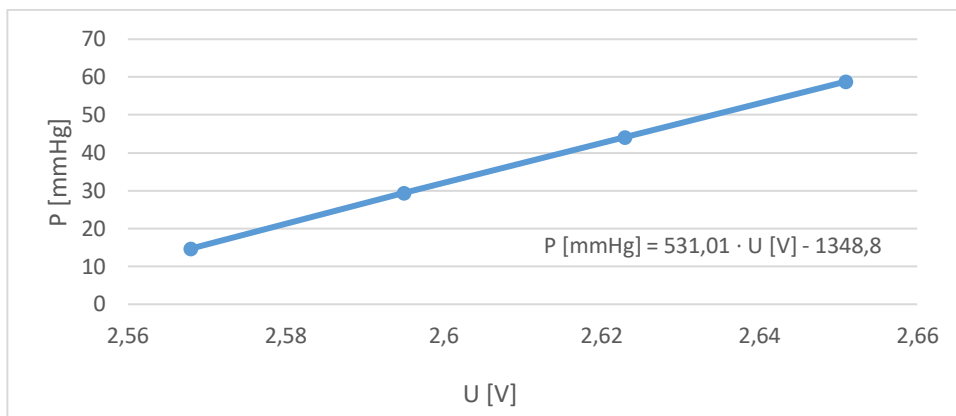
Tab. 9 Parametry senzoru ARGON DTX Plus

Rozlišovací schopnost	5 μ V / mmHg
Rozsah pracovního tlaku	-30 až 300 mmHg
Pracovní teplota	15 až 40 °C
Napájecí napětí	5 V

Snímače bylo nutné nejprve zkalibrovat pomocí vodního sloupce. Senzor byl připojen na dolní část tohoto sloupce, kde působila tlaková síla vody. Postupně bylo vždy pomocí injekční stříkačky odpuštěno určité množství vody a zaznamenána hodnota napětí na senzoru. Dané tlakové síle vody poté odpovídá hodnota v mmHg.

Tab. 10 Kalibrace senzoru ARGON DTX Plus

Výška [cmH₂O]	U [V]	P [mmHg]
80	2,651	58,84
60	2,623	44,13
40	2,595	29,42
20	2,568	14,71



Obr. 41 Graf závislost tlaku na napětí senzoru

Z Obr. 41 vyplývá, že křivka má lineární charakter. Je tak možné vytvořit předpis přímky, který má tvar:

$$P [\text{mmHg}] = 531,01 \cdot U [\text{V}] - 1348,8$$

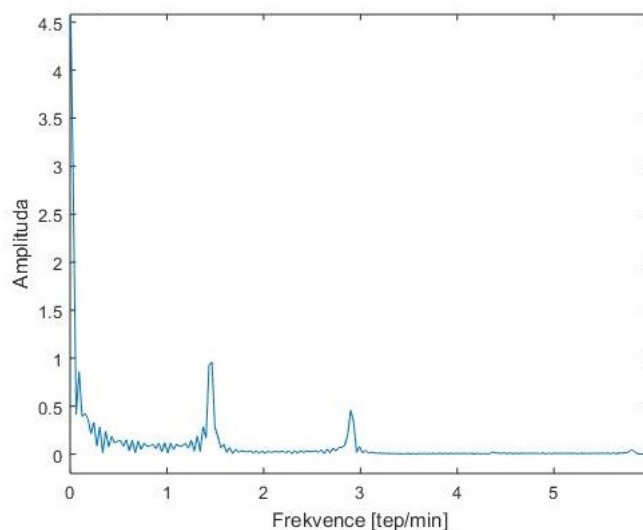
K následnému získávání a zobrazení dat je využit software pro analýzu dat LabChart verze 7 od společnosti ADInstruments a k němu kompatibilní hardware PowerLab (viz Obr. 42), který je přes USB kabel propojen s počítačem. Nasnímaný signál se v programu zobrazoval jako změna napětí na daném senzoru v čase. Aby mohl být uskutečněn převod jednotek z napětí na změnu mmHg je nutná kalibrace snímače uvedená výše.



Obr. 42 Hardware PowerLab

K analýze pulsní vlny je používán program MATLAB, verze 2015, od společnosti MathWorks a výše zmíněný software LabChart.

Po nasnímání dat bylo nejdříve nutné signál vyfiltrovat dolní propustí. Software LabChart disponuje touto možností, proto bylo nutné zjistit mezní frekvenci. Frekvence pulsní křivky je v rozmezí 1 až 4 Hz. Kvůli rychlým a patologickým změnám, které mohou během snímání nastat, se v praxi signál filtruje s mezním kmitočtem 15 Hz. Pomocí FFT (Fast Fourier Transform) bylo vytvořeno frekvenční spektrum nasnímaného signálu (viz Obr. 43), na kterém lze zřetelně vidět, že největší změny jsou na frekvencích 0 až 5 Hz.



Obr. 43 Frekvenční spektrum nasnímaného signálu

4.1 Závislost velikosti cévního odporu na tvar tlakové křivky

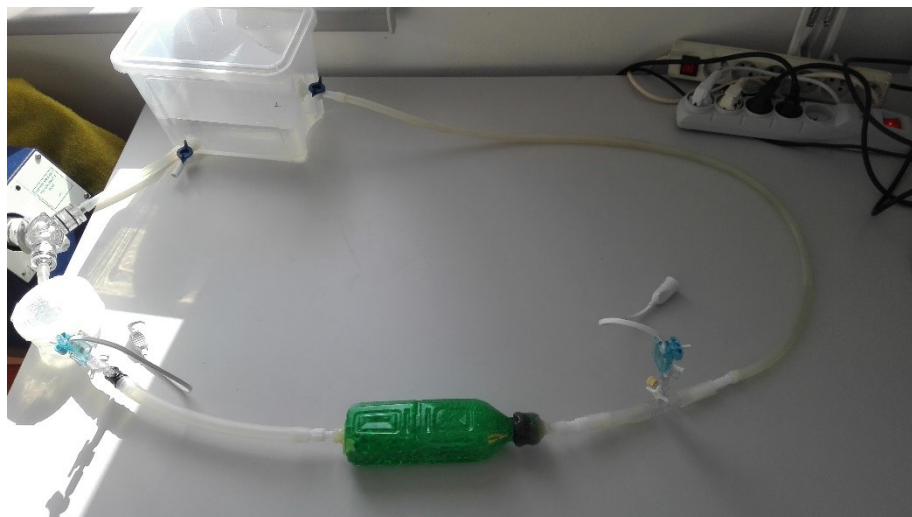
Tento experiment byl zaměřen na zjišťování závislosti mezi velikostí cévního odporu a tvaru tlakové křivky. Z podkapitoly 2.1.1 a Obr. 9 vyplývá, že čím je větší odpor, tak tím se podstatně mění tvar tlakové křivky. Těchto výsledků byla snaha docílit i v tomto experimentu.

Nejprve bylo nutné si cévní odpory vytvořit. K tomu posloužila PET láhev, která tlak uvnitř nádoby vydrží a nehrozí tak její prasknutí či prosáknutí. K možnosti nasimulování různých velikostí odporu byly vybrány láhve o třech odlišných objemech - 250 ml, 500 ml a 1000 ml (viz Obr. 44).



Obr. 44 Vytvořené odpory

Tyto láhve poté byly postupně naplněny tvrdými plastovými kuličkami o průměrech 10 mm, 8 mm, 6 mm a 4 mm, které byly v láhvi podle velikosti seřazeny. Původní schéma soustavy, které je na Obr. 37, bylo doplněno o cévní odpory, které lze jednoduše vyměnit. Takto vzniklé nové schéma je zobrazeno na Obr. 45.

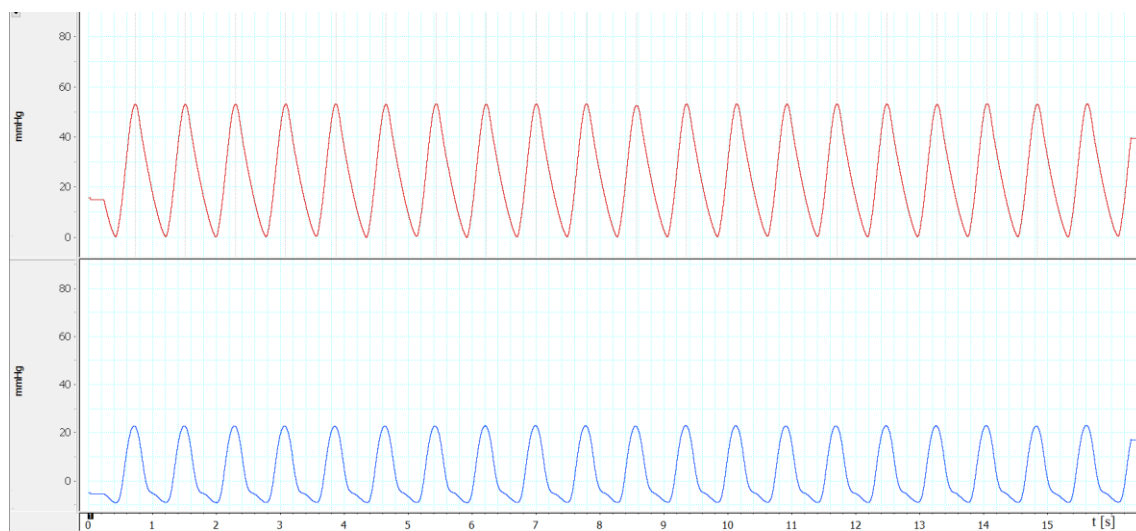


Obr. 45 Schéma soustavy s odporem

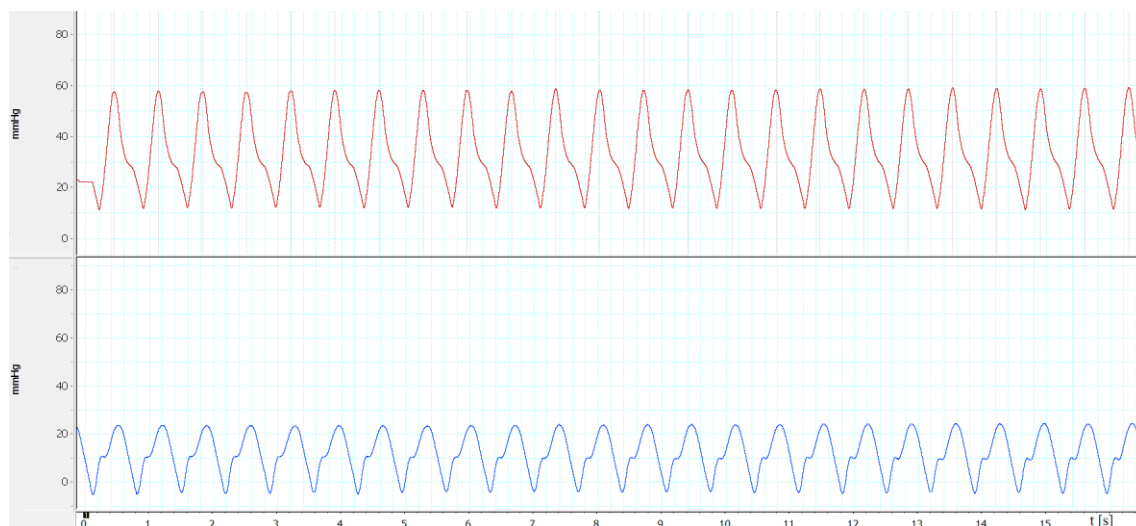
Jeden snímač byl umístěn hned za pružník (červený průběh) a druhý snímač za cévní odpor (modrý průběh). Nastavení pumpy je uvedeno v Tab. 11.

Tab. 11 Nastavení pumpy

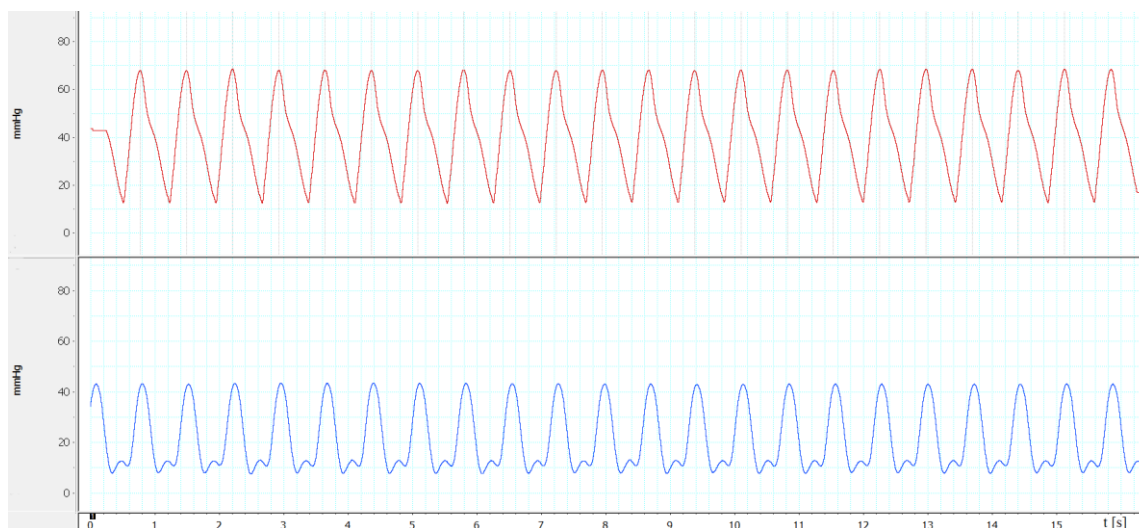
Tepový objem	15 ml
Tepová frekvence	60 tepů/min
Systola/diastola	30/70



Obr. 46 Průběh tlakových křivek s láhví 250 ml



Obr. 47 Průběh tlakových křivek s láhví 500 ml



Obr. 48 Průběh tlakových křivek s láhví 1000 ml

Z Obr. 46, 47 a z Obr. 48 je možné vidět, že tvar tlakové křivky získané před odporem velmi závisí na daném odporu. Při použití nejmenšího odporu lze pozorovat pouze vlnu primární a následný dikrotický zářez a sekundární vlna již nelze vidět. Zatímco u odporů 500 ml, respektive 1000 ml je zářez viditelný a lze tak rozlišit jak primární a sekundární vlnu, tak i dikrotický zářez. Samozřejmě, se vzrůstajícím odporem roste také tlak, který je potřebný k překonání daného odporu.

Z rovnice 10 je možné vypočítat rezistivitu (R) plastových lahví.

$$R = \frac{SAT}{SV \cdot HR} \left[\frac{mmHg \cdot s}{ml} \right] \quad (10)$$

Kde SAT značí střední arteriální tlak, SV tepový objem a HR tepovou frekvenci. Výsledná rezistivita je vypočítána v Tab. 12.

Tab. 12 Rezistivita plastových láhví

Objem láhve [ml]	Tepová frekvence [tep/min]	Rezistivita láhve [$\frac{\text{mmHg} \cdot \text{s}}{\text{ml}}$]
250	60	1,222
500	60	1,778
1000	60	2,089

Lze však říci, že láhve nejsou ideální, protože jejich rezistivita se s měnící tepovou frekvencí liší. Čím větší je tepová frekvence, tak tím je větší rezistivita láhve, což by se za ideálního případu stát nemělo (viz. Tab. 13).

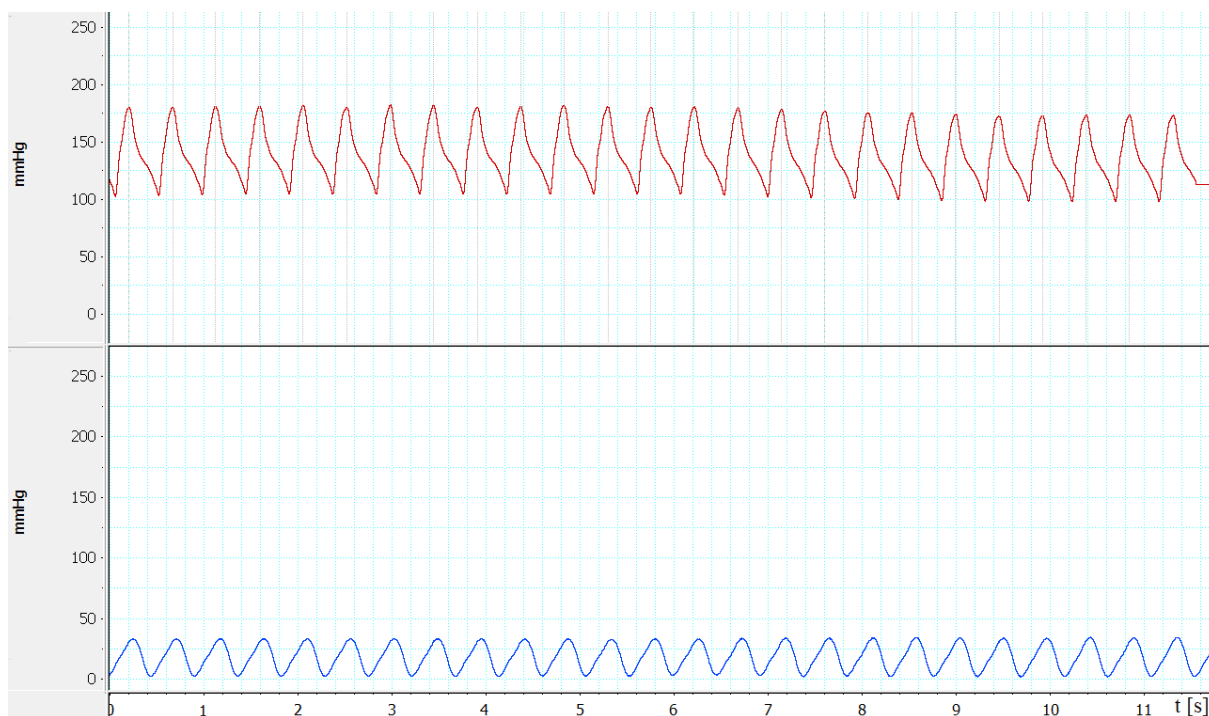
Tab. 13 Rezistivita plastových láhví

Objem láhve [ml]	Tepová frekvence [tep/min]	Rezistivita láhve [$\frac{\text{mmHg} \cdot \text{s}}{\text{ml}}$]
250	90	1,914
500	90	2,236
1000	90	3,896

Na Obr. 48 je možné vidět případ, kdy došlo k navýšení jak tepové frekvence, tak i tepového objemu (viz Tab. 14), což má za následek zvyšující se tlak na snímači č. 1, který je v porovnání s tlakem na Obr. 48 několikanásobně vyšší. Po průchodu média odporem je tlak na snímači č. 2 stejný jako při prvotním nastavení pumpy. Tento jev odpovídá zvýšené fyzické zátěži nebo také onemocnění, jako např. horečky, onemocnění srdce nebo anémie. [8]

Tab. 14 Nastavení pumpy pro zvýšenou zátěž

Tepový objem	20 ml
Tepová frekvence	100 tepů/min
Systola/diastola	30/70



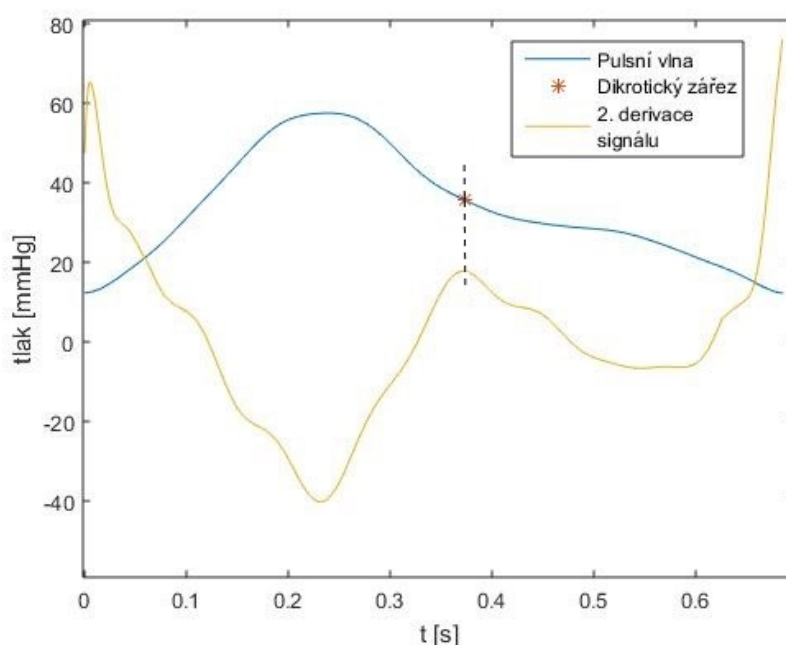
Obr. 49 Tlakový průběh při zvýšené zátěži s láhví 1000 ml

4.1.1 Analýza pulsní vlny a rezistivity plastových láhví

4.1.1.1 Analýza pulsní vlny

Po filtraci byla vybrána z celkového signálu o délce 16,5 sekund jedna vlna, která se dále analyzovala. Nejprve byl na vlně nalezen dikrotický zářez. Ten se nacházel v místě lokálního maxima druhé derivace signálu. V programovém jazyku Matlab je funkce pro výpočet derivace implementována pod názvem „diff“. Získaná druhá derivace se poté pomocí příkazu „smooth“ vyhladila a pomocí funkce „findpeaks“ bylo nalezeno lokální maximum (viz Obr. 50).

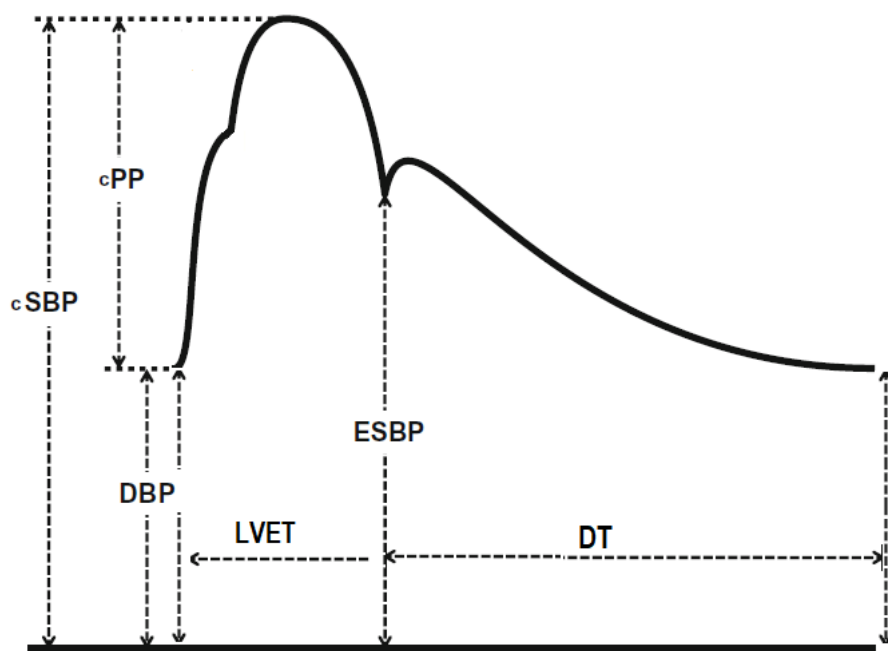
Analýza pulsních vln je jedním z nejdůležitějších způsobů pro včasnou detekci kardiovaskulárních onemocnění, jako je například hypertenze nebo různá koronární onemocnění. Analýza se provedla pomocí parametrů, které jsou uvedeny v Tab. 15 a na Obr. 51. Tyto parametry byly vybrány, protože patří mezi základní a z nastudovaných literatur se objevují v analýzách nejčastěji.



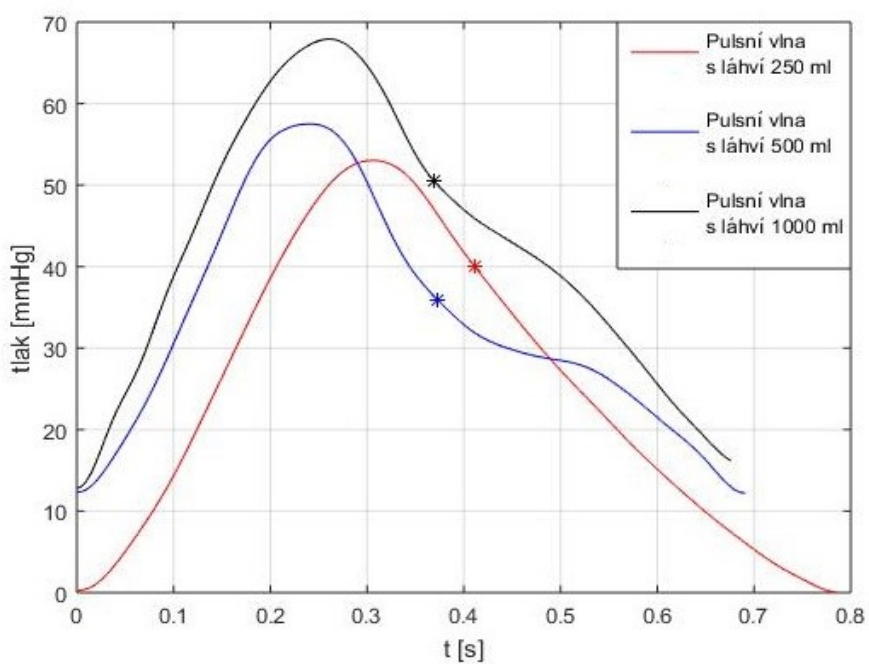
Obr. 50 Pulsní vlna a její druhá derivace

Tab. 15 Parametry analýzy pulsní vlny

Název	Zkratka	Popis
Centrální systolický krevní tlak	cSBP	Maximální hodnota krevního tlaku v systole
Diastolický krevní tlak	DBP	Hodnota krevního tlaku na konci diastoly
Centrální pulsní tlak	cPP = cSBP – DBP	Tlakový puls, tj. Systo-diastolická změna tlaku
Krevní tlak v inflexním bodu	Pi	Hodnota krevního tlaku v bodě, ve kterém začne zpětná vlna překrývat dopřednou vlnu
Ejekční čas levé komory	LVET	Doba trvání systolické fáze
Diastolický čas	DT	Doba diastolické fáze
Délka pulsu	DP = LVET + DT	Doba trvání pulsu



Obr. 51 Pulsní křivka s parametry [24]



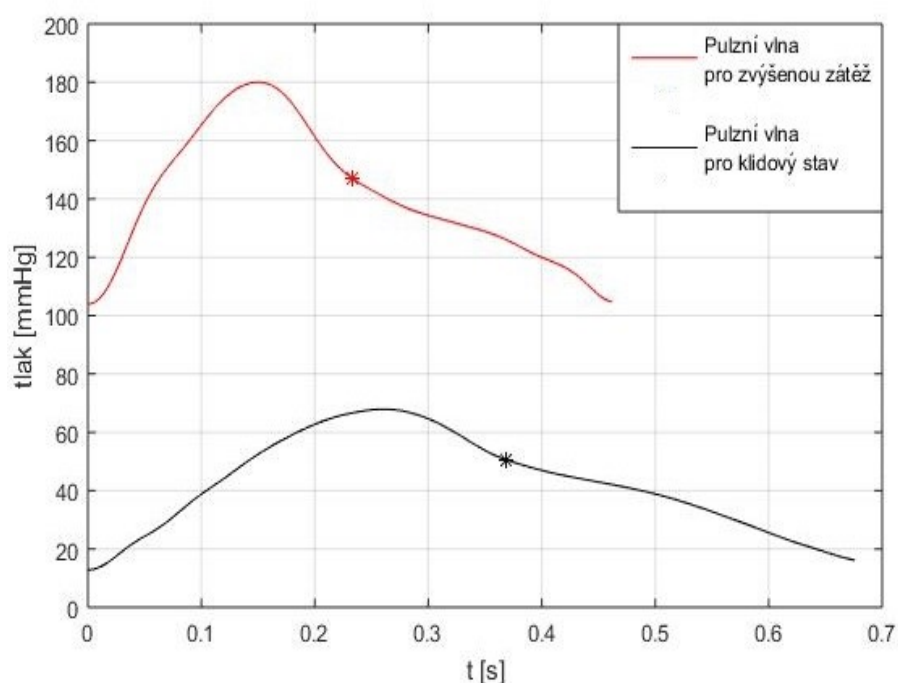
Obr. 52 Rozdílný tvar pulsních vln s vyznačeným dikrotickým zářezem pro daný typ láhve

Tab. 16 Porovnání parametrů pro analýzu pulsních vln

Parametr	Objem použité láhve		
	250 ml	500 ml	1000 ml
cSBP [mmHg]	53,031	57,503	67,915
DBP [mmHg]	0,056	12,235	12,722
cPP [mmHg]	52,975	45,368	55,193
Pi [mmHg]	39,963	35,846	50,586
LVET [s]	0,411	0,372	0,368
DT [s]	0,375	0,319	0,308
DP [s]	0,786	0,691	0,676

Nejdůležitějším parametrem je délka pulsní vlny. Z Tab. 16 vyplývá, že čím je větší rezistivita láhve, tak tím se pulsní vlna zkracuje a zvětšuje se její rychlost. Také je podstatný rozdíl v délce trvání primární a sekundární, tj. odražené vlny. U láhve s objemem 500 ml, respektive 1000 ml, je primární vlna podstatně delší než vlna odražená, což přispívá ke zvýšení diastolického tlaku. Fyziologicky je to velmi výhodné, protože vyšší diastolický tlak zvyšuje průtok bez zvýšení zátěže na levou komoru. Naopak je tomu u láhve o objemu 250 ml, kdy odražená vlna spadá do časnější fáze systoly a zvyšuje tak systolický krevní tlak, a tím pádem i zátěž levé komory. V organismu je možné se s tímto stavem setkat v tepenném řečišti, které vykazuje větší tuhost. [25]

Následně byla provedena analýza pulsní vlny při zvýšené zátěži, která se prováděla obdobným způsobem.



Obr. 53 Rozdílný tvar pulsních vln s vyznačeným dikrotickým zářezem pro zvýšenou zátěž a klidový stav

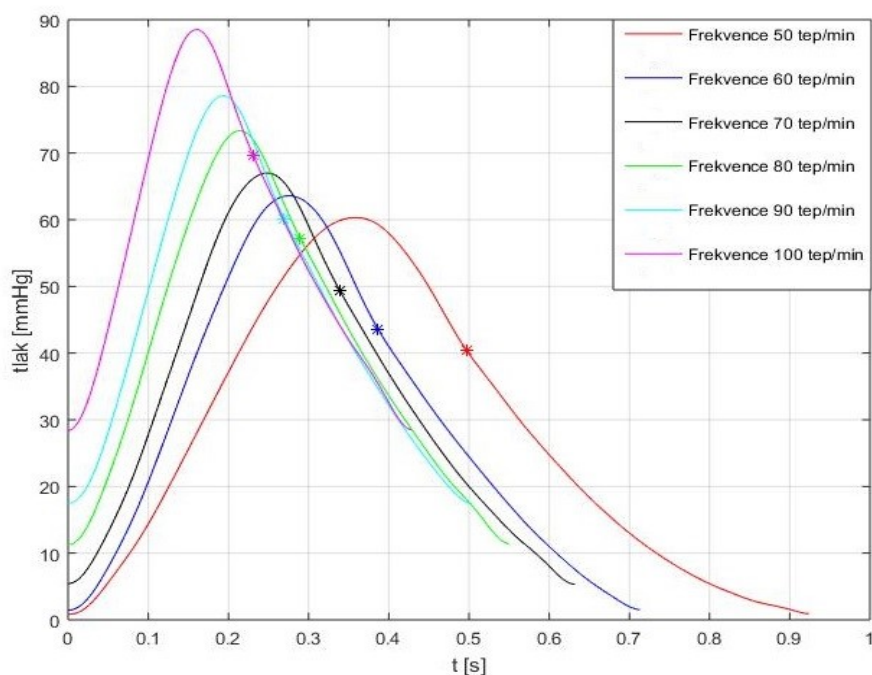
Tab. 17 Analýza pulsní vlny při zvýšené zátěži v porovnání s klidovým stavem

Parametr	Zvýšená zátěž	Klidový stav
cSBP [mmHg]	180,022	67,915
DBP [mmHg]	104,693	12,722
cPP [mmHg]	75,329	55,193
Pi [mmHg]	147,215	50,586
LVET [s]	0,232	0,368
DT [s]	0,230	0,308
DP [s]	0,462	0,676

Z analýzy pulsní vlny, která je uvedena v Tab. 17, vyplývá, tak jak se předpokládalo, že se vzrůstající tepovou frekvencí a tepovým objemem roste také tlak pulsní vlny a její délka se zkracuje. V porovnání s klidovým stavem je možné vidět, že doba trvání systolické fáze se zkrátí daleko více než doba diastolické fáze a obě tak trvají skoro stejnou dobu.

Poslední část se zabývá analýzou pulsní vlny při různých tepových frekvencích. Frekvence byla rozdělena na 50, 60, 70, 80, 90 a 100 tepů za minutu.

➤ Láhev o objemu 250 ml



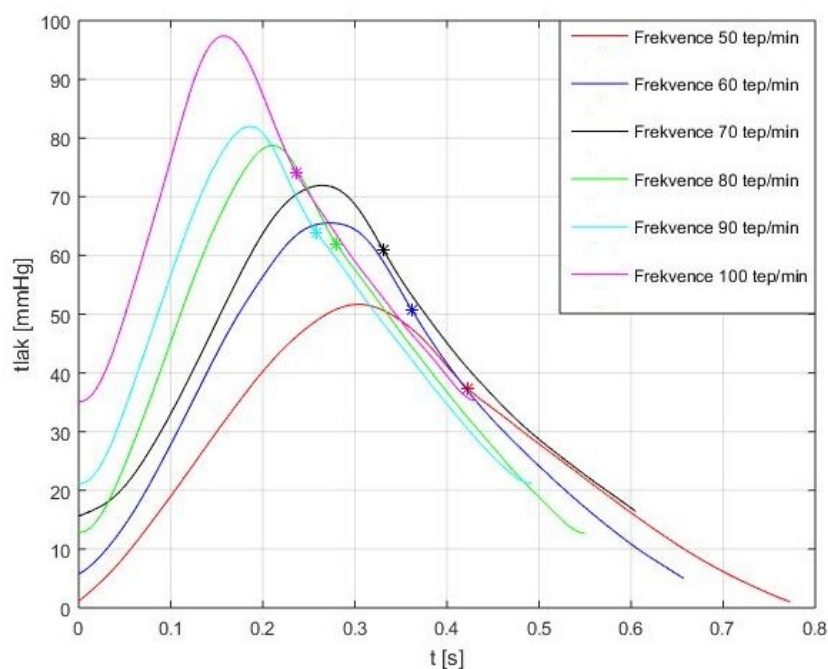
Obr. 54 Pulsní vlny pro různé frekvence s láhví 250 ml

Tab. 18 Parametry pulsních vln pro různé tepové frekvence s láhví 250 ml

Parametr	Tepová frekvence					
	50 tep/min	60 tep/min	70 tep/min	80 tep/min	90 tep/min	100 tep/min
cSBP [mmHg]	60,325	63,592	66,995	73,335	78,579	88,522
DBP [mmHg]	0,911	1,528	5,340	11,420	17,480	28,500
cPP [mmHg]	59,414	62,064	61,655	61,915	61,099	60,022
Pi [mmHg]	40,486	43,581	49,437	57,193	60,148	69,737
LVET [s]	0,486	0,386	0,338	0,289	0,269	0,240
DT [s]	0,438	0,337	0,294	0,261	0,234	0,198
DP [s]	0,924	0,723	0,632	0,550	0,503	0,438

Z Tab. 18 lze potvrdit, že s vzrůstající tepovou frekvencí se délka pulsní vlny zkracuje. Při nižších frekvencích, 50, 60 a 70 tep/min, je zkracování výraznější než při frekvencích vyšších, kde se jednotlivé pulsní vlny zkracují o 47 ms, respektive 75 ms. Se vzrůstajícím tlakem pulsní vlny roste také hodnota dikrotického zářezu, tedy bod, který reprezentuje uzavření aortálních chlopní.

➤ Láhev o objemu 500 ml



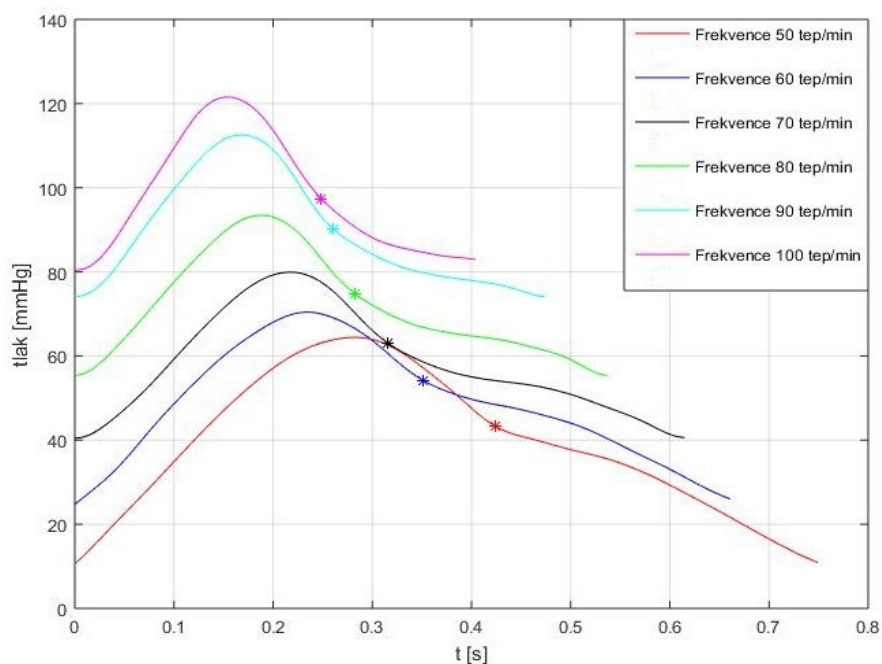
Obr. 55 Pulsní vlny pro různé frekvence s láhví 500 ml

Tab. 19 Parametry pulsních vln pro různé tepové frekvence s láhví 500 ml

Parametr	Tepová frekvence					
	50 tep/min	60 tep/min	70 tep/min	80 tep/min	90 tep/min	100 tep/min
cSBP [mmHg]	51,675	65,531	71,929	78,733	81,987	97,379
DBP [mmHg]	0,994	2,798	13,754	12,717	21,178	35,273
cPP [mmHg]	50,681	62,734	58,175	66,016	60,809	62,106
Pi [mmHg]	37,373	50,801	59,982	61,846	64,895	74,020
LVET [s]	0,422	0,361	0,331	0,290	0,258	0,236
DT [s]	0,351	0,296	0,274	0,260	0,234	0,196
DP [s]	0,773	0,657	0,605	0,550	0,492	0,432

Z parametrů, které jsou uvedené v Tab. 19, je možné říci, že při použití láhve s objemem 500 ml se u vyšších frekvencí doba diastolické fáze přibližuje době systolické ejekce, a tedy dochází k odrazu sekundární vlny dříve. I zde platí fakt, že při nižších frekvencích je zkracování pulsní vlny výraznější než při frekvencích vyšších.

➤ Láhev o objemu 1000 ml



Obr. 56 Pulsní vlny pro různé frekvence s láhví 1000 ml

Tab. 20 Parametry pulsních vln pro různé tepové frekvence s láhví 1000 ml

Parametr	Tepová frekvence					
	50 tep/min	60 tep/min	70 tep/min	80 tep/min	90 tep/min	100 tep/min
cSBP [mmHg]	64,414	70,415	79,912	93,431	112,522	121,544
DBP [mmHg]	10,923	25,986	40,619	55,403	74,105	82,945
cPP [mmHg]	53,491	44,429	39,293	38,028	38,417	38,599
Pi [mmHg]	43,236	54,155	63,105	74,787	90,136	97,393
LVET [s]	0,424	0,369	0,335	0,292	0,260	0,238
DT [s]	0,325	0,310	0,300	0,259	0,214	0,194
DP [s]	0,749	0,679	0,635	0,551	0,474	0,432

Tak jako v předešlých případech, lze potvrdit, že se vzrůstající tepovou frekvencí se délka pulsní vlny zkracuje, narůstají hodnoty jak systolického, tak diastolického tlaku a také dikrotického zářezu. Při daných frekvencích, je u láhve s objemem 1000 ml primární vlna podstatně delší než vlna odražená. Výjimkou však je frekvence 70 tep/min, kde je rozdíl mezi primární a sekundární vlnou 15 ms.

4.1.1.2 Analýza rezistivity plastových láhví

Pro analýzu měnící se rezistivity plastových láhví v závislosti na tepové frekvenci byly využity frekvence 50, 60, 70, 80, 90 a 100 tepů za minutu. Hodnoty se počítaly z časového intervalu 10 sekund. Pro posouzení závislosti byla využita regresní analýza, která popisuje závislost veličiny y na veličině x .

Tab. 21 Rezistivita plastových lahví při různých frekvencích

Frekvence [tep/min]	Objem použité láhve		
	250 ml	500 ml	1000 ml
	Rezistivita láhve $\left[\frac{\text{mmHg} \cdot \text{s}}{\text{ml}}\right]$	Rezistivita láhve $\left[\frac{\text{mmHg} \cdot \text{s}}{\text{ml}}\right]$	Rezistivita láhve $\left[\frac{\text{mmHg} \cdot \text{s}}{\text{ml}}\right]$
50	1,151	1,258	1,981
60	1,222	1,422	2,089
70	1,340	1,628	2,988
80	1,503	1,687	3,391
90	1,629	1,837	3,896
100	1,914	2,235	3,895

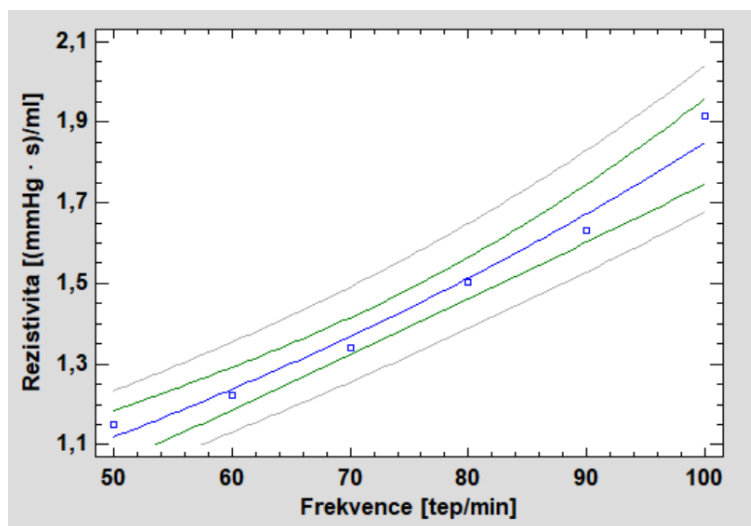
➤ Láhev o objemu 250 ml

Analýza probíhala v programu STATGRAPHICS. Nejdříve bylo nutné zvolit nejvhodnější a nejvíce vypovídající model regresivní analýzy (viz Tab. 22).

Tab. 22 Vybrané modely regresní analýzy pro láhev o objemu 250 ml

Model	Koeficient determinace [%]
Exponenciální	98,17
Lineární	95,84
Logaritmická	91,29

Z Tab. 22 vyplývá, že největší vypovídající hodnotu má Exponenciální model, který byl použit k analýze.



Obr. 57 Exponenciální model závislosti rezistivity láhve o objemu 250 ml na tepové frekvenci

Kořeny rovnice:

$$a = -0,391227$$

$$b = 0,0100573$$

Výsledná rovnice:

$$\text{Rezistivita} = e^{(-0,391227 + 0,0100573 \cdot \text{Frekvence})}$$

Aby byl model úspěšný, je potřeba otestovat předpoklady:

- Ověření normality reziduí,
- Ověření nulové střední hodnoty reziduí,
- Ověření nulové kovariance reziduí.
- Ověření normality reziduí:

K ověření normality reziduí byl vybrán Kolmogorov-Smirnov test.

H_0 : Rezidua jsou v normálním rozdělení

H_A : Rezidua nejsou v normálním rozdělení

Na hladině významnosti 0,05 nezamítáme předpoklad normality reziduí (p-hodnota: 0,8078, Kolmogorov-Smirnov test).

- Ověření nulové střední hodnoty reziduí

K ověření nulové střední hodnoty reziduí byl vybrán jednoparametrický t-test.

$$H_0: \mu = 0$$

$$H_A: \mu \neq 0$$

Na hladině významnosti 0,05 nezamítáme předpoklad nulové střední hodnoty reziduí (p-hodnota: 0,9632, t-test).

- Ověření nulové kovariance reziduí

K ověření nulové kovariance reziduí byl vybrán Durbin-Watsonův test.

$$H_0: \text{Nulová kovariance reziduí}$$

$$H_A: \text{Nenulová kovariance reziduí}$$

Na hladině významnosti 0,05 nezamítáme předpoklad nulové kovariance reziduí (p-hodnota: 0,1665, Durbin-Watsonův test).

Výsledek regresivní analýzy:

$$\text{Koeficient determinace } R^2 = 98,17 \%$$

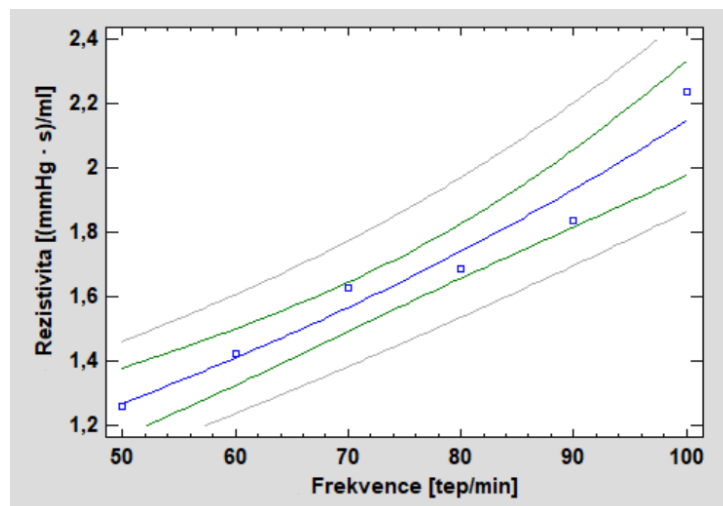
Koeficient determinace vyšel u odhadnutého modelu 98,17 %. Toto číslo je velmi vysoké a lze jej považovat za statisticky významné, z čehož lze usoudit, že model vhodně reprezentuje data. Rezistivita láhve o objemu 250 ml se tedy opravdu odvíjela od nastavené tepové frekvence.

- Láhev o objemu 500 ml

Tab. 23 Vybrané modely regresivní analýzy pro láhev o objemu 500 ml

Model	Koeficient determinace [%]
Exponenciální	96,60
Polynomická	96,00
Lineární	94,32

Největší vypovídající hodnotu (viz Tab. 23) má model Exponenciální, který byl použit k analýze.



Obr. 58 Exponenciální model závislosti rezistivity láhve o objemu 500 ml na tepové frekvenci

Kořeny rovnice:

$$a = -0,287303$$

$$b = 0,0105069$$

Výsledná rovnice:

$$\text{Rezistivita} = e^{(-0,287005 + 0,0105057 \cdot \text{Frekvence})}$$

Aby byl model úspěšný, je potřeba otestovat předpoklady:

- Ověření normality reziduí,
- Ověření nulové střední hodnoty reziduí,
- Ověření nulové kovariance reziduí.

- Ověření normality reziduí:

K ověření normality reziduí byl vybrán Kolmogorov-Smirnovův test.

H_0 : Rezidua jsou v normálním rozdělení

H_A : Rezidua nejsou v normálním rozdělení

Na hladině významnosti 0,05 nezamítáme předpoklad normality reziduí (p-hodnota: 0,9995, Kolmogorov-Smirnovův test).

- Ověření nulové střední hodnoty reziduí

K ověření nulové střední hodnoty reziduí byl vybrán jednoparametrický t-test.

$$H_0: \mu = 0$$

$$H_A: \mu \neq 0$$

Na hladině významnosti 0,05 nezamítáme předpoklad nulové střední hodnoty reziduí (p-hodnota: 0,9662, t-test).

- Ověření nulové kovariance reziduí

K ověření nulové kovariance reziduí byl vybrán Darbin-Watsonův test.

H_0 : Nulová kovariance reziduí

H_A : Nenulová kovariance reziduí

Na hladině významnosti 0,05 nezamítáme předpoklad nulové kovariance reziduí (p-hodnota: 0,3275, Durbin-Watsonův test).

Výsledek regresivní analýzy:

Koeficient determinace $R^2 = 96,60 \%$

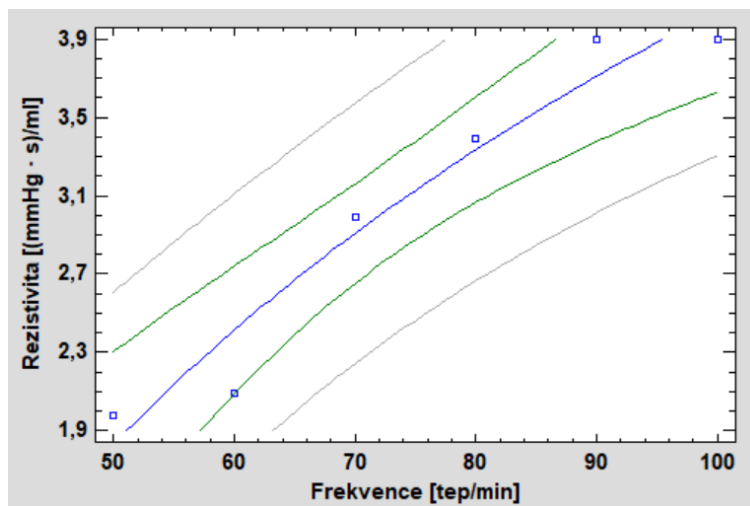
Koeficient determinace vyšel u odhadnutého modelu 96,60 %. Toto číslo je velmi vysoké a lze jej považovat za statisticky významné, z čehož lze usoudit, že model vhodně reprezentuje data. Rezistivita láhve o objemu 500 ml se tedy opravdu odvíjela od nastavené tepové frekvence.

➤ Láhev o objemu 1000 ml

Tab. 24 Vybrané modely regresní analýzy pro láhev o objemu 1000 ml

Model	Koeficient determinace [%]
Logaritmický	94,59
Lineární	93,63
S-curve	93,50

Největší vypovídající hodnotu (viz Tab. 24) má Logaritmický model, který byl použit k analýze.



Obr. 59 Logaritmický model závislosti rezistivity láhve o objemu 1000 ml na tepové frekvenci

Kořeny rovnice:

$$a = -10,6744$$

$$b = 3,1966$$

Výsledná rovnice:

$$\text{Rezistivita} = -10,6744 + 3,1966 \cdot \ln(\text{Frekvence})$$

Aby byl model úspěšný, je potřeba otestovat předpoklady:

- Ověření normality reziduí,
 - Ověření nulové střední hodnoty reziduí,
 - Ověření nulové kovariance reziduí.
-
- Ověření normality reziduí:

K ověření normality reziduí byl vybrán Kolmogorov-Smirnov test.

H_0 : Rezidua jsou v normálním rozdělení

H_A : Rezidua nejsou v normálním rozdělení

Na hladině významnosti 0,05 nezamítáme předpoklad normality reziduí (p-hodnota: 0,7279, Kolmogorov-Smirnov test).

- Ověření nulové střední hodnoty reziduí

K ověření nulové střední hodnoty reziduí byl vybrán jednoparametrický t-test.

$H_0: \mu = 0$

$H_A: \mu \neq 0$

Na hladině významnosti 0,05 nezamítáme předpoklad nulové střední hodnoty reziduí (p-hodnota: 0,9999, t-test).

- Ověření nulové kovariance reziduí

K ověření nulové kovariance reziduí byl vybrán Durbin-Watsonův test.

H_0 : Nulová kovariance reziduí

H_A : Nenulová kovariance reziduí

Na hladině významnosti 0,05 nezamítáme předpoklad nulové kovariance reziduí (p-hodnota: 0,6317, Durbin-Watsonův test).

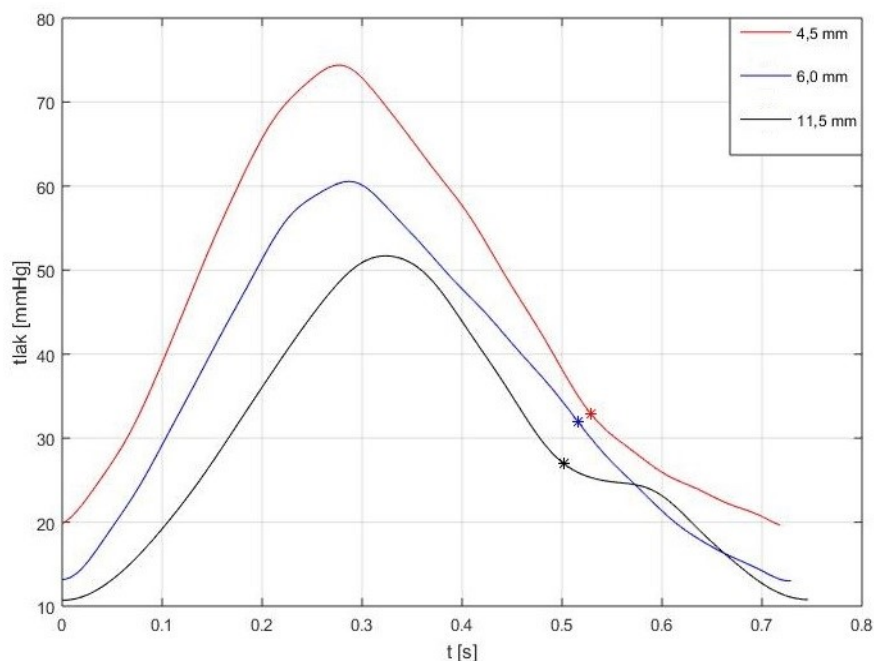
Výsledek regresivní analýzy:

$$\text{Koeficient determinace } R^2 = 94,59 \%$$

Koeficient determinace vyšel u odhadnutého modelu 94,59 %. Toto číslo je velmi vysoké a lze jej považovat za statisticky významné, z čehož lze usoudit, že model vhodně reprezentuje data. Rezistivita láhve o objemu 1000 ml se tedy opravdu odvíjela od nastavené tepové frekvence.

4.2 Vliv změny průsvitu cévy na tvar pulsní vlny

V tomto experimentu bylo poupraveno schéma soustavy, které je na Obr. 45, tak, že se před odpor přidaly dvě T spojky, které sloužili k připojení senzoru a hadičky. Byly použity 3 hadičky o různých průměrech (4,5 mm, 6,0 mm a 11,5 mm) a délce 150 mm. Nastavení pumpy bylo ponecháno stejné jako je tomu v podkapitole 4.1, Tab. 11 a jako médium byla využita voda.



Obr. 60 Pulsní křivky pro různé průměry hadičky

Tab. 25 Parametry pulsních vln pro různé průměry hadičky

Parametr	Průměr hadičky		
	4,5 mm	6,0 mm	11,5 mm
cSBP [mmHg]	74,398	60,552	51,693
DBP [mmHg]	19,650	13,030	10,770
cPP [mmHg]	54,748	47,522	40,923
Pi [mmHg]	32,904	31,983	26,971
LVET [s]	0,528	0,515	0,502
DT [s]	0,190	0,214	0,244
DP [s]	0,718	0,729	0,746

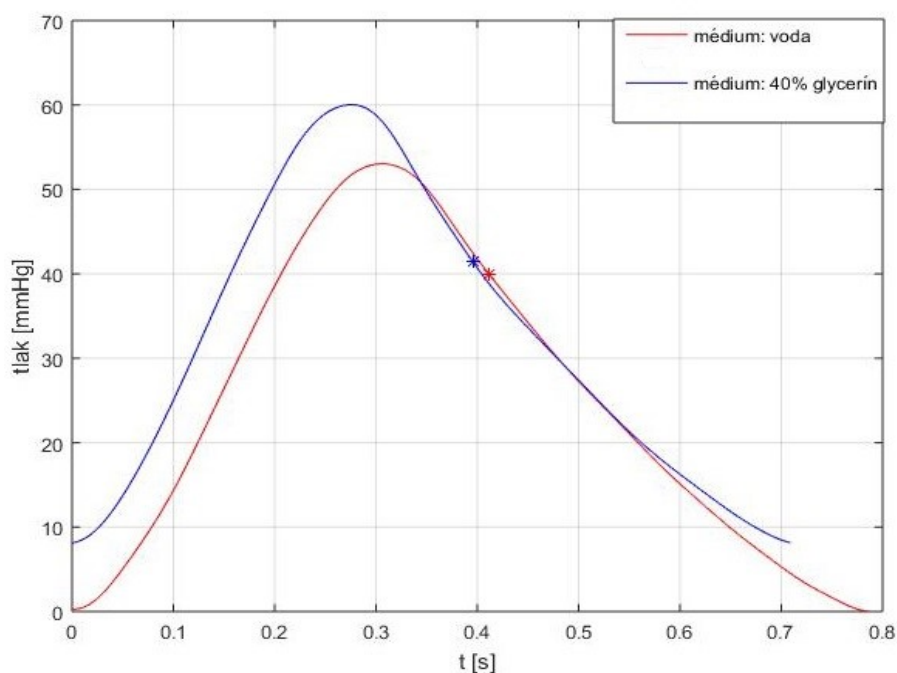
Na Obr. 60 je možné vidět, jak se mění tvar pulsní vlny v závislosti na průměru hadičky, kde se zmenšujícím se průměrem se postupně ztrácí viditelnost dikrotického zářezu a vzestupné rameno vlny je mnohem prudší a zároveň sestupná část daleko více zaoblenější. Z analýzy, která je uvedena v Tab. 25 vyplývá, že se vzrůstajícím průměrem se zkracuje délka primární vlny, a naopak roste délka vlny odražené.

4.3 Vliv změny viskozity média na tvar pulsí vlny

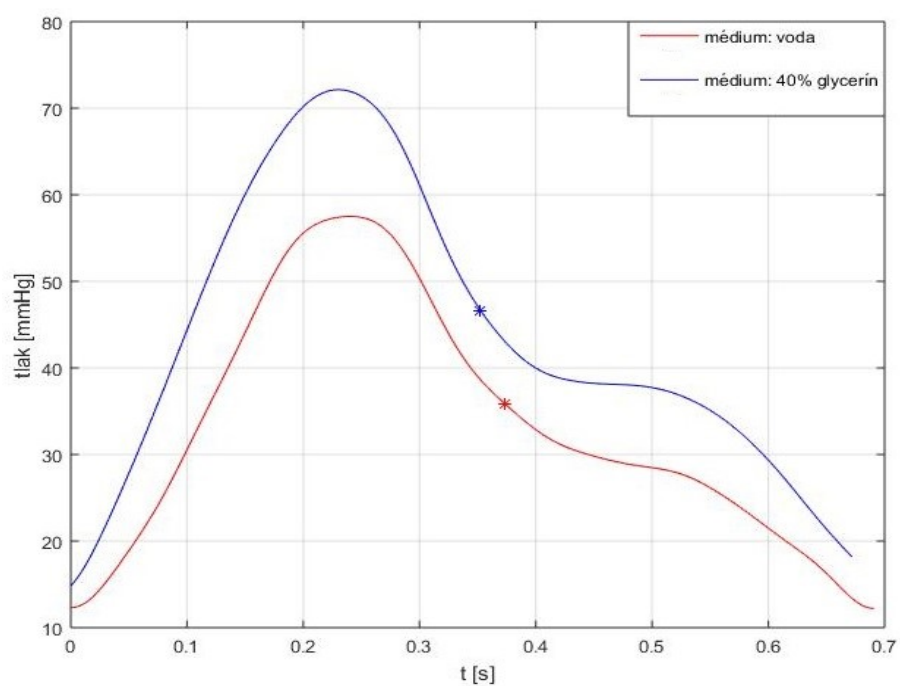
Hlavním cílem tohoto experimentu je analýza vlivu viskozity. Původní médium, které bylo voda se vyměnilo za 40% glycerín, jenž má přibližně stejnou viskozitu jako krev. K dispozici byl 99,5% glycerín, a tak jej bylo nutné zředit a vytvořit nový roztok o požadované koncentraci. K získání přesných objemů byla využita směšovací rovnice

$$m_1 \cdot w_1 + m_2 \cdot w_2 = m_3 \cdot w_3, \quad (11)$$

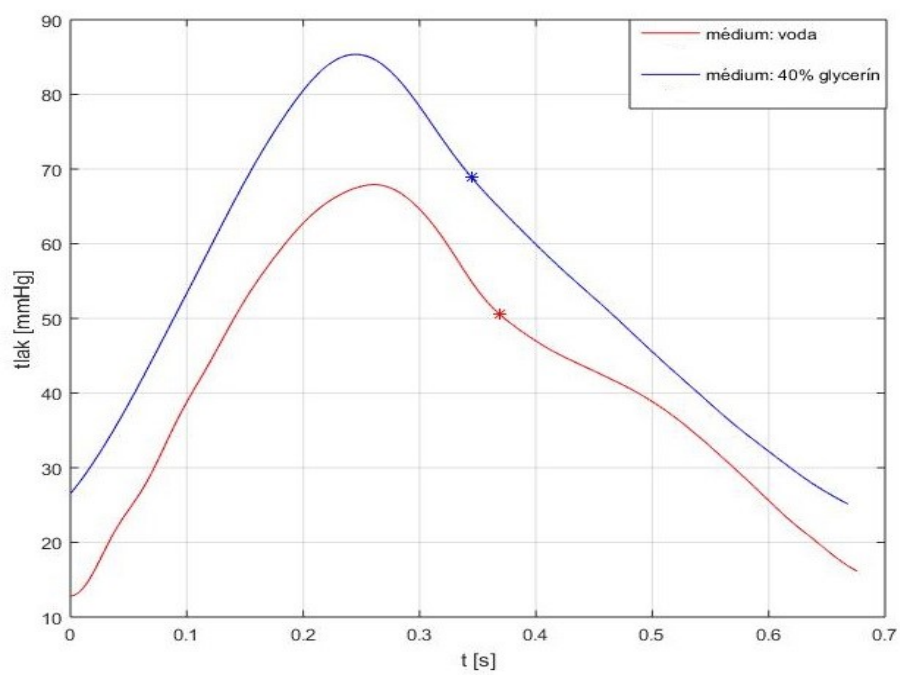
kde m_1, m_2 a m_3 jsou hmotnosti roztoků a w_1, w_2 a w_3 jsou hmotnostní zlomky rozpuštěné látky v roztocích. K získání 1 litru požadovaného roztoku bylo potřeba smíchat 351 ml 99,5% glycerínu a 649 ml vody.



Obr. 61 Porovnání pulsí křivek pro různé médium s lahví o objemu 250 ml



Obr. 62 Porovnání pulsních křivek pro různé médium s lahví o objemu 500 ml



Obr. 63 Porovnání pulsních křivek pro různé médium s lahví o objemu 1000 ml

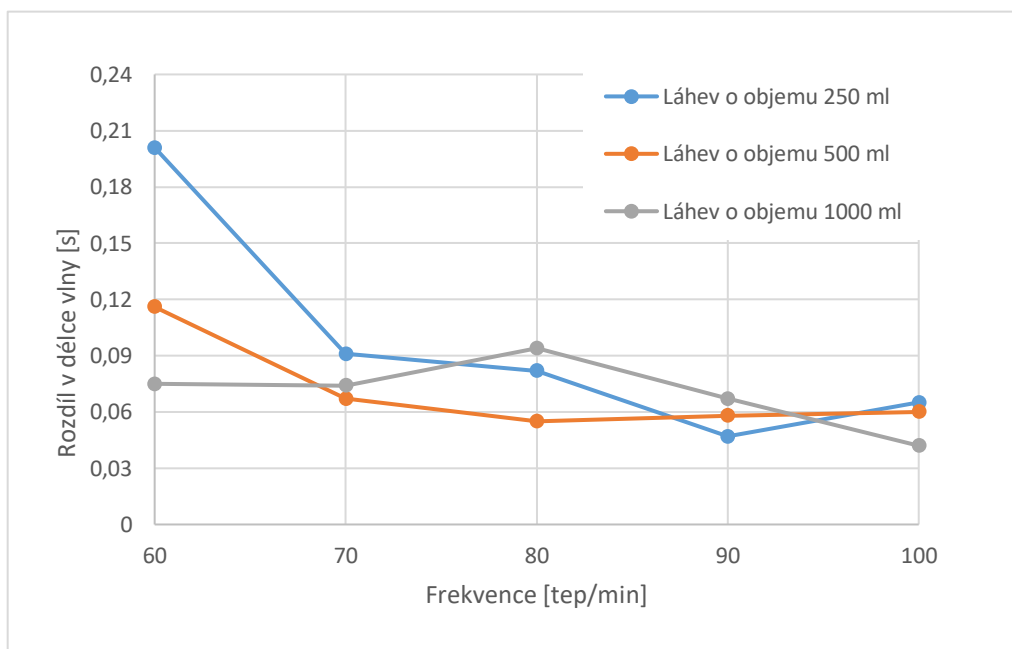
Tab. 26 Analýza pulsních vln se 40% glycerínem jako médiem

Parametr	Objem použité láhve		
	250 ml	500 ml	1000 ml
cSBP [mmHg]	60,034	72,133	85,362
DBP [mmHg]	8,154	18,160	25,140
cPP [mmHg]	51,880	53,973	60,222
Pi [mmHg]	41,436	46,637	68,911
LVET [s]	0,395	0,352	0,344
DT [s]	0,314	0,320	0,324
DP [s]	0,709	0,672	0,668

Rozdíl ve tvaru pulsní vlny se nejvíce projevil u láhve simulující odpor s objemem 1000 ml (viz Obr. 63), kde je dikrotický zářez, v porovnání s pulsní vlnou, kde jako médium byla využita voda, téměř neviditelný. Tak jak se předpokládalo, se zvyšující se viskozitou se také zvětšuje tlak uvnitř modelu a mění se délka trvání jednotlivých vln. Změnou oproti modelu s vodou je trvání sekundární vlny, která se v tomto případě prodlužuje a rozdíl mezi trváním primární a odražené vlny se tak zkracuje.

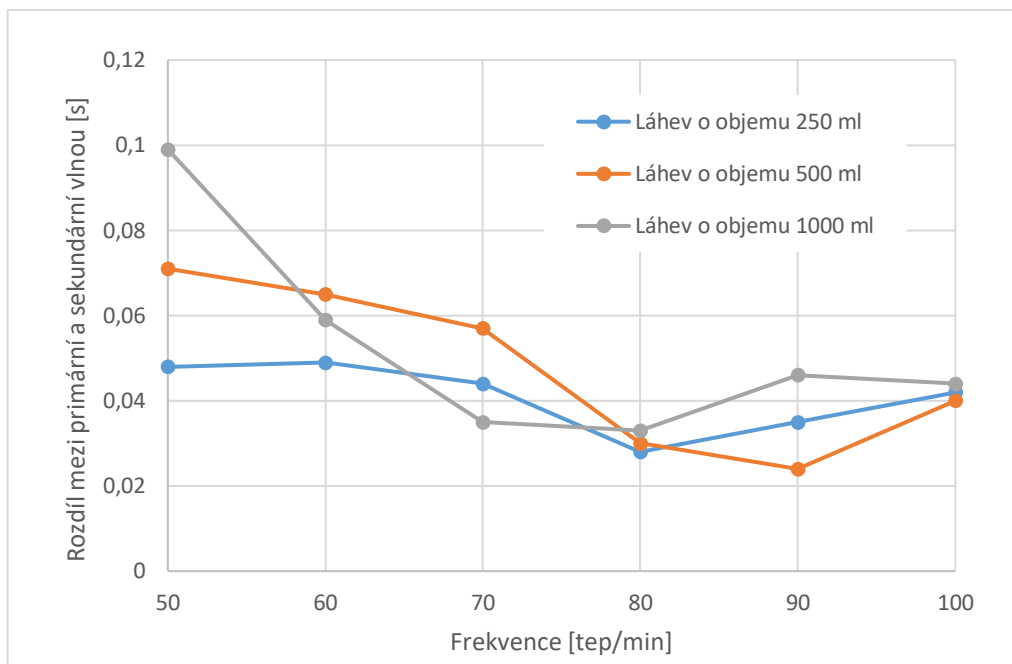
4.4 Analýza vlivu změny šíření tlakové vlny na změnu tlaku

K analýze byly využity výsledky z podkapitoly 4.1.1, kde se měnila tepová frekvence. Analýza byla zaměřena na změny v délce vlny (viz Obr. 64) a na rozdíly mezi délkou trvání primární a sekundární vlny (viz Obr. 65). Následně, pro posouzení závislosti, byla využita regresní analýza.



Obr. 64 Graf závislosti rozdílu v délce vlny na frekvenci

U všech použitých láhví je zkracování pulsní vlny větší u frekvencí nižších. Např. u láhve s objemem 250 ml je při nižších frekvencích, jako je 60 a 70 tepů za minutu, zkracování výraznější než při frekvencích vyšších, kde se jednotlivé pulsní vlny zkracují o 47 ms, respektive 65 ms.



Obr. 65 Graf závislosti rozdílu primární a sekundární vlny na frekvenci

Na Obr. 65 je možné vidět závislost rozdílu primární a sekundární vlny na frekvenci. U láhve o objemu 250 ml, která je na grafu zobrazena modrou barvou, je rozdíl mezi primární a sekundární vlnou kratší a odražená vlna tak spadá do časnější fáze systoly a zvyšuje tak systolický tlak, a tím pádem i zátěž levé komory. V organismu se s tímto stavem můžeme setkat v tepenném řečišti, které vykazuje větší tuhost. U láhví s objemem 500 ml a 1000 ml můžeme vidět, že u vyšších frekvencích, tedy u hodnot s vyšším tlakem, se doba diastolické fáze zkracuje což je způsobeno větší rychlostí odražené vlny, která tak zasahuje do systolické fáze.

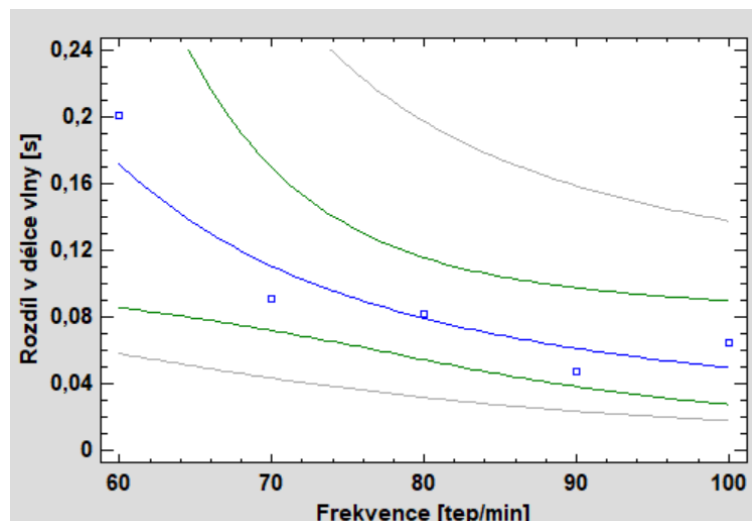
4.4.1 Regresní analýza rozdílu v délce vlny na frekvenci

➤ Láhev o objemu 250 ml

Tab. 27 Vybrané modely regresní analýzy rozdílu v délce vlny na frekvenci pro láhev o objemu 250 ml

Model	Koeficient determinace [%]
S-curve	82,56
Logaritmický	74,60
Lineární	68,39

Z Tab. 27 vyplývá, že největší vypovídající hodnotu má S-curve model, který byl použit k analýze.



Obr. 66 S-curve model závislosti rozdílu v délce vlny s láhví o objemu 250 ml na tepové frekvenci

Kořeny rovnice:

$$a = -4,86182$$

$$b = 186,107$$

Výsledná rovnice:

$$\text{Rozdíl v délce vlny} = e^{(-4,86182 + 186,107 / \text{Frekvence})}$$

Aby byl model úspěšný, je potřeba otestovat předpoklady:

- Ověření normality reziduí,
- Ověření nulové střední hodnoty reziduí,
- Ověření nulové kovariance reziduí.

- Ověření normality reziduí:

K ověření normality reziduí byl vybrán Kolmogorov-Smirnovův test.

H_0 : Rezidua jsou v normálním rozdělení

H_A : Rezidua nejsou v normálním rozdělení

Na hladině významnosti 0,05 nezamítáme předpoklad normality reziduí (p-hodnota: 0,9891, Kolmogorov-Smirnovův test).

- Ověření nulové střední hodnoty reziduí

K ověření nulové střední hodnoty reziduí byl vybrán jednoparametrický t-test.

$$H_0: \mu = 0$$

$$H_A: \mu \neq 0$$

Na hladině významnosti 0,05 nezamítáme předpoklad nulové střední hodnoty reziduí (p-hodnota: 0,7816, t-test).

- Ověření nulové kovariance reziduí

K ověření nulové kovariance reziduí byl vybrán Durbin-Watsonův test.

H_0 : Nulová kovariance reziduí

H_A : Nenulová kovariance reziduí

Na hladině významnosti 0,05 nezamítáme předpoklad nulové kovariance reziduí (p-hodnota: 0,5728, Durbin-Watsonův test).

Výsledek regresivní analýzy:

Koeficient determinace $R^2 = 82,56 \%$

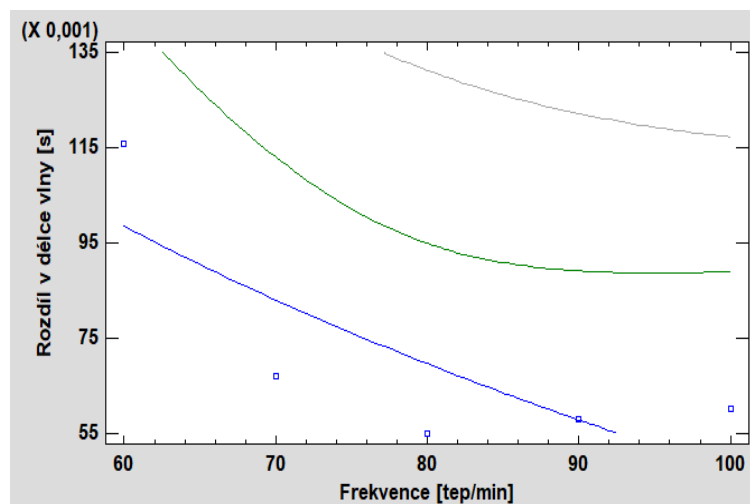
Koeficient determinace vyšel u odhadnutého modelu 82,56 %. Toto číslo je vysoké a lze jej považovat za statisticky významné, z čehož lze usoudit, že model vhodně reprezentuje data. Rozdíl v délce vlny s láhví o objemu 250 ml se tedy opravdu odvíjel od nastavené tepové frekvence.

➤ Láhev o objemu 500 ml

Tab. 28 Vybrané modely regresní analýzy rozdílu v délce vlny na frekvenci pro láhev o objemu 500 ml

Model	Koeficient determinace [%]
S-curve	71,64
Logaritmický	63,65
Lineární	56,60

Z Tab. 28 vyplývá, že největší vypovídající hodnotu má S-curve model. Jelikož nebyla splněna jedna z podmínek úspěšného zvládnutí testu pro vybraný model (Durbin – Watsonův test), byl k analýze zvolen model Logaritmický.



Obr. 67 Logaritmický model závislosti rozdílu v délce vlny s láhví o objemu 500 ml na tepové frekvenci

Kořeny rovnice:

$$a = 0,510059$$

$$b = -0,100518$$

Výsledná rovnice:

$$\text{Rozdíl v délce vlny} = 0,510059 - 0,100518 \cdot \ln(\text{Frekvence})$$

Aby byl model úspěšný, je potřeba otestovat předpoklady:

- Ověření normality reziduí,
 - Ověření nulové střední hodnoty reziduí,
 - Ověření nulové kovariance reziduí.
-
- Ověření normality reziduí:

K ověření normality reziduí byl vybrán Kolmogorov-Smirnovův test.

H_0 : Rezidua jsou v normálním rozdělení

H_A : Rezidua nejsou v normálním rozdělení

Na hladině významnosti 0,05 nezamítáme předpoklad normality reziduí (p-hodnota: 0,9552, Kolmogorov-Smirnovův test).

- Ověření nulové střední hodnoty reziduí

K ověření nulové střední hodnoty reziduí byl vybrán jednoparametrický t-test.

$H_0: \mu = 0$

$H_A: \mu \neq 0$

Na hladině významnosti 0,05 nezamítáme předpoklad nulové střední hodnoty reziduí (p-hodnota: 0,9999, t-test).

- Ověření nulové kovariance reziduí

K ověření nulové kovariance reziduí byl vybrán Durbin-Watsonův test.

H_0 : Nulová kovariance reziduí

H_A : Nenulová kovariance reziduí

Na hladině významnosti 0,05 nezamítáme předpoklad nulové kovariance reziduí (p-hodnota: 0,0655, Durbin-Watsonův test).

Výsledek regresivní analýzy:

$$\text{Koeficient determinace } R^2 = 63,65 \%$$

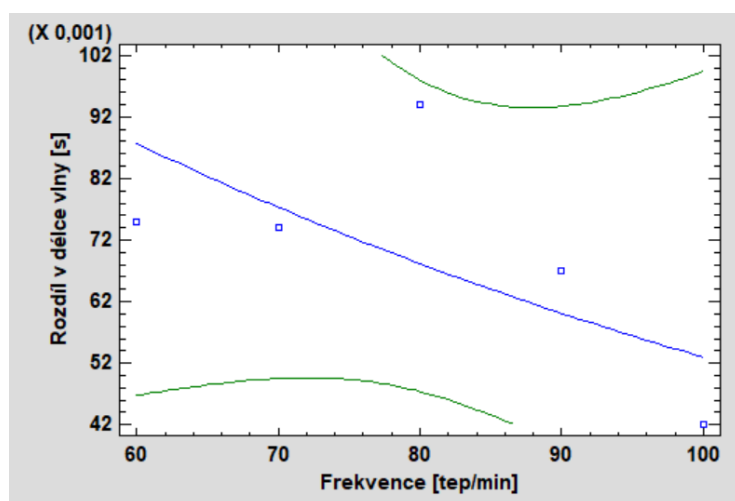
Koeficient determinace vyšel u odhadnutého modelu 63,65 %. Toto číslo je středně vysoké a lze jej považovat za statisticky významné, z čehož lze usoudit, že model vhodně reprezentuje data. Rozdíl v délce vlny s láhví o objemu 500 ml se tedy opravdu odvíjel od nastavené tepové frekvence.

➤ Láhev o objemu 1000 ml

Tab. 29 Vybrané modely regresní analýzy rozdílu v délce vlny na frekvenci pro láhev o objemu 1000 ml

Model	Koeficient determinace [%]
Exponenciální	44,78
Logaritmický	41,50
Lineární	37,82

Z Tab. 29 vyplývá, že největší vypovídající hodnotu má Exponenciální model, který byl použit k analýze.



Obr. 68 Exponenciální model závislosti rozdílu v délce vlny s láhví o objemu 1000 ml na tepové frekvenci

Kořeny rovnice:

$$a = -1,67911$$

$$b = -0,0125901$$

Výsledná rovnice:

$$\text{Rozdíl v délce vlny} = e^{(-1,67911 - 0,0125901 \cdot \text{Frekvence})}$$

Aby byl model úspěšný, je potřeba otestovat předpoklady:

- Ověření normality reziduí,
- Ověření nulové střední hodnoty reziduí,
- Ověření nulové kovariance reziduí.

- Ověření normality reziduí:

K ověření normality reziduí byl vybrán Kolmogorov-Smirnovův test.

H_0 : Rezidua jsou v normálním rozdělení

H_A : Rezidua nejsou v normálním rozdělení

Na hladině významnosti 0,05 nezamítáme předpoklad normality reziduí (p-hodnota: 0,9792, Kolmogorov-Smirnovův test).

- Ověření nulové střední hodnoty reziduí

K ověření nulové střední hodnoty reziduí byl vybrán jednoparametrický t-test.

$$H_0: \mu = 0$$

$$H_A: \mu \neq 0$$

Na hladině významnosti 0,05 nezamítáme předpoklad nulové střední hodnoty reziduí (p-hodnota: 0,8752, t-test).

- Ověření nulové kovariance reziduí

K ověření nulové kovariance reziduí byl vybrán Durbin-Watsonův test.

$$H_0: \text{Nulová kovariance reziduí}$$

$$H_A: \text{Nenulová kovariance reziduí}$$

Na hladině významnosti 0,05 nezamítáme předpoklad nulové kovariance reziduí (p-hodnota: 0,0596, Durbin-Watsonův test).

Výsledek regresivní analýzy:

$$\text{Koeficient determinace } R^2 = 44,78 \%$$

Koeficient determinace vyšel u odhadnutého modelu 44,78 %. Toto číslo je poměrně nízké a nelze jej považovat za statisticky významné.

V této regresní analýze se ukázalo, že se zvyšující se objemem použité láhve se přesnost odhadu rozdílu délky vlny v závislosti na frekvenci snižuje. Toto vychází z uvedených hodnot koeficientu determinace R^2 , který udává, kolik procent rozptylu dané proměnné je možné vysvětlit použitým regresním modelem.

Při využití láhve o objemu 250 ml je koeficient determinace 82,56 %, u láhve s objemem 500 ml 63,65 %, kdežto při použití láhve o objemu 1000 ml klesla jeho hodnota na 44,78 %.

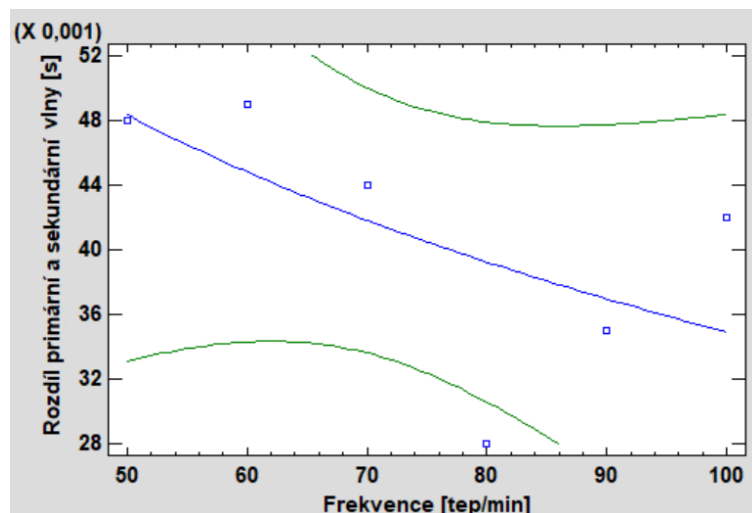
4.4.3 Regresní analýza rozdílu primární a sekundární vlny na frekvenci

- Láhev o objemu 250 ml

Tab. 30 Vybrané modely regresní analýzy rozdílu primární a sekundární vlny na frekvenci pro láhev o objemu 250 ml

Model	Koeficient determinace [%]
Logaritmický	38,20
S-curve	35,34
Lineární	33,73

Z Tab. 30 vyplývá, že největší vypovídající hodnotu má Logaritmický model, který byl použit k analýze.



Obr. 69 Logaritmický model závislosti rozdílu primární a sekundární vlny s láhví o objemu 250 ml na tepové frekvenci

Kořeny rovnice:

$$a = 0,124009$$

$$b = -0,0193481$$

Výsledná rovnice:

$$\text{Rozdíl primární a sekundární vlny} = 0,124009 - 0,0193481 \cdot \ln(\text{Frekvence})$$

Aby byl model úspěšný, je potřeba otestovat předpoklady:

- Ověření normality reziduí,
 - Ověření nulové střední hodnoty reziduí,
 - Ověření nulové kovariance reziduí.
- Ověření normality reziduí:

K ověření normality reziduí byl vybrán Kolmogorov-Smirnov test.

H_0 : Rezidua jsou v normálním rozdělení

H_A : Rezidua nejsou v normálním rozdělení

Na hladině významnosti 0,05 nezamítáme předpoklad normality reziduí (p-hodnota: 0,9478, Kolmogorov-Smirnov test).

- Ověření nulové střední hodnoty reziduí

K ověření nulové střední hodnoty reziduí byl vybrán jednoparametrický t-test.

$H_0: \mu = 0$

$H_A: \mu \neq 0$

Na hladině významnosti 0,05 nezamítáme předpoklad nulové střední hodnoty reziduí (p-hodnota: 0,9999, t-test).

- Ověření nulové kovariance reziduí

K ověření nulové kovariance reziduí byl vybrán Darbin-Watsonův test.

H_0 : Nulová kovariance reziduí

H_A : Nenulová kovariance reziduí

Na hladině významnosti 0,05 nezamítáme předpoklad nulové kovariance reziduí (p-hodnota: 0,1730, Durbin-Watsonův test).

Výsledek regresivní analýzy:

Koeficient determinace $R^2 = 38,20 \%$

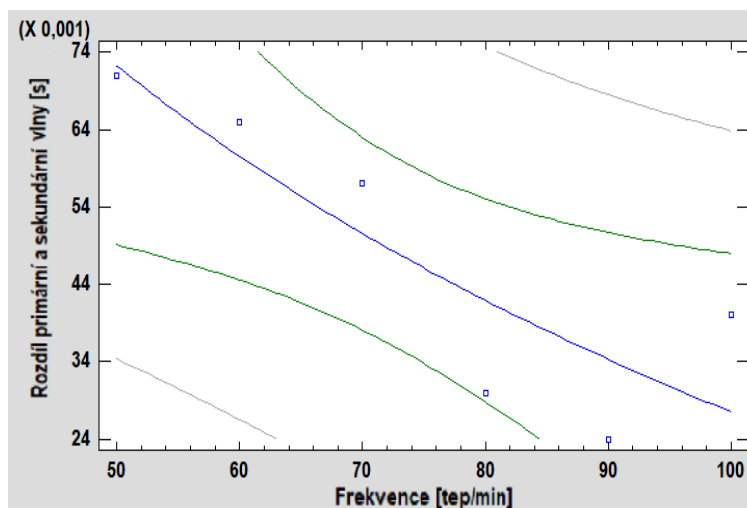
Koeficient determinace vyšel u odhadnutého modelu 38,20 %. Toto číslo je vysoké a lze jej považovat za statisticky významné, z čehož lze usoudit, že model vhodně reprezentuje data. Rozdíl primární a sekundární vlny s láhví o objemu 250 ml se tedy opravdu odvíjel od nastavené tepové frekvence.

➤ Láhev o objemu 500 ml

Tab. 31 Vybrané modely regresní analýzy rozdílu primární a sekundární vlny na frekvenci pro láhev o objemu 500 ml

Model	Koeficient determinace [%]
Logaritmický	74,87
Lineární	71,34
S-curve	66,06

Z Tab. 31 vyplývá, že největší vypovídající hodnotu má Logaritmický model, který byl použit k analýze.



Obr. 70 Logaritmický model závislosti rozdílu primární a sekundární vlny s láhví o objemu 500 ml na tepové frekvenci

Kořeny rovnice:

$$a = 0,324796$$

$$b = -0,0645554$$

Výsledná rovnice:

$$\text{Rozdíl primární a sekundární vlny} = 0,324796 - 0,0645554 \cdot \ln(\text{Frekvence})$$

Aby byl model úspěšný, je potřeba otestovat předpoklady:

- Ověření normality reziduí,
 - Ověření nulové střední hodnoty reziduí,
 - Ověření nulové kovariance reziduí.
-
- Ověření normality reziduí:

K ověření normality reziduí byl vybrán Kolmogorov-Smirnov test.

H_0 : Rezidua jsou v normálním rozdělení

H_A : Rezidua nejsou v normálním rozdělení

Na hladině významnosti 0,05 nezamítáme předpoklad normality reziduí (p-hodnota: 0,9818, Kolmogorov-Smirnov test).

- Ověření nulové střední hodnoty reziduí

K ověření nulové střední hodnoty reziduí byl vybrán jednoparametrický t-test.

$H_0: \mu = 0$

$H_A: \mu \neq 0$

Na hladině významnosti 0,05 nezamítáme předpoklad nulové střední hodnoty reziduí (p-hodnota: 0,9999, t-test).

- Ověření nulové kovariance reziduí

K ověření nulové kovariance reziduí byl vybrán Durbin-Watsonův test.

H_0 : Nulová kovariance reziduí

H_A : Nenulová kovariance reziduí

Na hladině významnosti 0,05 nezamítáme předpoklad nulové kovariance reziduí (p-hodnota: 0,2061, Durbin-Watsonův test).

Výsledek regresivní analýzy:

Koeficient determinace $R^2 = 74,87 \%$

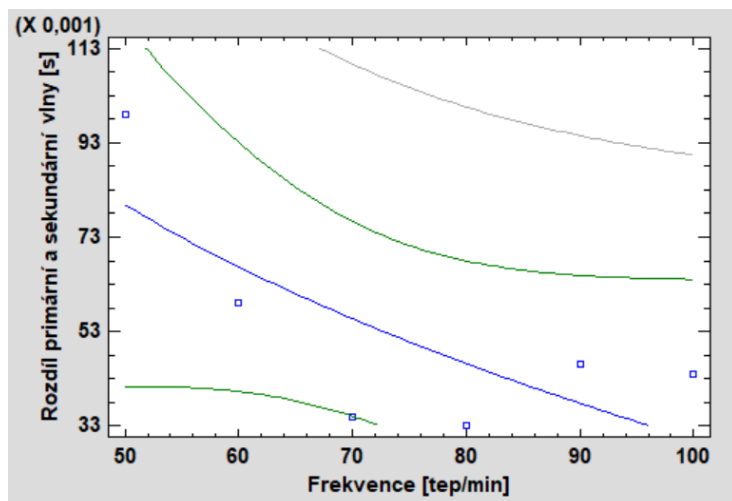
Koeficient determinace vyšel u odhadnutého modelu 74,87 %. Toto číslo je vysoké a lze jej považovat za statisticky významné, z čehož lze usoudit, že model vhodně reprezentuje data. Rozdíl primární a sekundární vlny s láhví o objemu 500 ml se tedy opravdu odvíjel od nastavené tepové frekvence.

➤ Láhev o objemu 1000 ml

Tab. 32 Vybrané modely regresní analýzy rozdílu primární a sekundární vlny na frekvenci pro láhev o objemu 1000 ml

Model	Koeficient determinace [%]
Logaritmický	57,07
Lineární	47,47
Exponenciální	41,45

Z Tab. 32 vyplývá, že největší vypovídající hodnotu má Logaritmický model, který byl použit k analýze.



Obr. 71 Logaritmický model závislosti rozdílu primární a sekundární vlny s láhví o objemu 1000 ml na tepové frekvenci

Kořeny rovnice:

$$a = 0,359789$$

$$b = -0,0715851$$

Výsledná rovnice:

$$\text{Rozdíl primární a sekundární vlny} = 0,359789 - 0,0715851 \cdot \ln(\text{Frekvence})$$

Aby byl model úspěšný, je potřeba otestovat předpoklady:

- Ověření normality reziduí,
 - Ověření nulové střední hodnoty reziduí,
 - Ověření nulové kovariance reziduí.
- Ověření normality reziduí:

K ověření normality reziduí byl vybrán Kolmogorov-Smirnov test.

H_0 : Rezidua jsou v normálním rozdělení

H_A : Rezidua nejsou v normálním rozdělení

Na hladině významnosti 0,05 nezamítáme předpoklad normality reziduí (p-hodnota: 0,9727, Kolmogorov-Smirnov test).

- Ověření nulové střední hodnoty reziduí

K ověření nulové střední hodnoty reziduí byl vybrán jednoparametrický t-test.

$$H_0: \mu = 0$$

$$H_A: \mu \neq 0$$

Na hladině významnosti 0,05 nezamítáme předpoklad nulové střední hodnoty reziduí (p-hodnota: 0,9999, t-test).

- Ověření nulové kovariance reziduí

K ověření nulové kovariance reziduí byl vybrán Durbin-Watsonův test.

$$H_0: \text{Nulová kovariance reziduí}$$

$$H_A: \text{Nenulová kovariance reziduí}$$

Na hladině významnosti 0,05 zamítáme předpoklad nulové kovariance reziduí (p-hodnota: 0,0172, Durbin-Watsonův test).

Jelikož nebyla splněna jedna z podmínek úspěšného zvládnutí testu pro logaritmický model (Durbin – Watsonův test), byly zvoleny modely uvedené v Tab. 31, ale i u těchto modelů nebyla splněna podmínka nulové kovariance reziduí.

V této regresní analýze se ukázalo, že přesnost odhadu rozdílu primární a sekundární vlny v závislosti na frekvenci roste s rostoucí velikostí použité láhve simulující odpor.

Při využití láhve o objemu 250 ml je koeficient determinace pouze 38,20 %, kdežto při použití láhve o objemu 500 ml vzrostla jeho hodnota na 74,87 %.

5 Závěr

V diplomové práci je rozebrán vznik, tvar a šíření pulsní vlny a také vlastnosti cévního řečiště. V praktické části jsou sestaveny spolu s měřicím modelem také láhve o třech objemech, 250 ml, 500 ml a 1000 ml, které představují různě velké odpory. Model se skládá ze speciální pumpy simulující činnost srdce, krabičky sloužící jako pružník, rezervoáru média a z vytvořené aorty a láhvi simulující odpor. Ke snímání tlaku uvnitř modelu jsou využity tlakové senzory.

Hlavním cílem je analyzovat fyzikální a geometrické vlivy na šíření a tvar pulsní vlny. Průběh pulsní vlny je nasnímán pomocí softwaru LabChart a její následná analýza provedena v programovém prostředí Matlab. Jako fyzikální vlivy jsou využity tepová frekvence, cévní rezistence a změna viskozity média. Mezi geometrické vlivy je zařazena změna průsvitu. Ze získaných výsledků je poté provedena analýza pulsní křivky podle vybraných parametrů.

Výsledkem mé práce je analyzovaná změna tvaru i parametrů při využití vybraných vlivů. Působením různě velkých odporů se viditelně mění tvar pulsní vlny. Při použití nejmenšího odporu lze vidět pouze vlnu primární a následný dikrotický zářez a sekundární vlna již vidět nelze. Zatímco u odporů 500 ml, respektive 1000 ml je zářez viditelný a je možné tak rozlišit jak primární a sekundární vlnu, tak i dikrotický zářez.

Při změně viskozity média, kdy se voda vyměnila za 40% glycerín, který má stejnou viskozitu jako krev, došlo ke změně jak ve tvaru, tak i v analyzovaných parametrech. Největší změnu vykazovala pulsní vlna při využití láhve o objemu 1000 ml, kde je dikrotický zářez, v porovnání s pulsní vlnou, kde jako médium byla využita voda, téměř neviditelný. Další změnou oproti modelu s vodou je trvání sekundární vlny, která se v tomto případě prodlužuje a rozdíl mezi trváním primární a odražené vlny se tak zkracuje.

Při analýze změny tepové frekvence je ve výsledku u všech použitých láhví zkracování pulsní vlny větší u frekvencích nižších, tedy u nižšího tlaku. Rozdíl v délce primární a sekundární vlny je u láhví s objemem 500 ml a 1000 ml menší u vyšších frekvencích, tedy u hodnot s vyšším tlakem, kde se doba diastolické fáze zkracuje což je způsobeno větší rychlostí odražené vlny, která tak zasahuje do systolické fáze.

Změna průsvitu, jako geometrický vliv, se projevila jak ve změně tvaru, tak ve změně parametrů pulsní vlny. Se zmenšujícím se průměrem se postupně ztrácí viditelnost dikrotického zářezu a vzestupné rameno vlny je mnohem prudší a zároveň sestupná část daleko více zaoblenější. Z analýzy poté vyplývá, že se vzrůstajícím průměrem se zkracuje délka primární vlny, a naopak roste délka vlny odražené.

V dalším vývoji práce by bylo vhodné model doplnit o pletysmografický senzor, pracující v real-time režimu, který by se mohl použít na jakýkoliv rozměr hadičky, čímž by se rozšířilo spektrum potenciálních případů k nasimulování. Možné další vylepší by bylo ve vývoji aplikace, která by nasnímaná data načítla a dle námi vybraných parametrů by je analyzovala.

Literatura

- [1] PENHAKER, Marek a Martin AUGUSTYNEK. *Zdravotnické elektrické přístroje 1*. Ostrava: Vysoká škola báňská – Technická univerzita Ostrava, 2013. ISBN 978-80-248-3107-7.
- [2] NAVRÁTIL, K., J. HÁLEK, P. HAVRÁNEK a S. BINDER. *Analýza pulzové vlny v objektivizaci bolesti – předběžné sdělení* [online]. Cesk Slov Neurol N, 2008, s. 303-308. Dostupné z: <http://www.csnn.eu/pdf?id=38056>
- [3] OLIVA, Ivan a Karel ROZTOČIL. *Pulsová vlna v diagnostice ischemické choroby dolních končetin*. Praha: Avicenum, 1982. Thomayerova sbírka.
- [4] PENHAKER, Marek. *Lékařské diagnostické přístroje: učební texty*. 1. vyd. Ostrava: VŠB – Technická univerzita Ostrava, 2004. ISBN 80-248-0751-3.
- [5] BINDER, Svatopluk. *Průběh pulsní vlny v závislosti na elasticitě cévního systému na arteria radialis* [online]. Olomouc, 2009. Disertační. LF UP v Olomouci. Vedoucí práce prof. Ing. Jan Hálek, CSc. Dostupné z: <http://theses.cz/id/i69cnp/>
- [6] KOLÁŘ, Radim. *Lékařská diagnostická technika*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, 2007.
- [7] HRAZDIRA, Ivo a Vojtěch MORNSTEIN. *Lékařská biofyzika a přístrojová technika*. 1. vyd. Brno: Neptun, 2001. ISBN 80-902-8961-4.
- [8] MOUREK, Jindřich a Vojtěch MORNSTEIN. *Fyziologie: učebnice pro studenty zdravotnických oborů*. 2., dopl. vyd. Praha: Grada, 2012, 222 s. Sestra (Grada). ISBN 978-80-247-3918-2.
- [9] BENEŠ, J., P. STRÁNSKÝ a F. VÍTEK. *Základy lékařské biofyziky: učebnice pro studenty zdravotnických oborů*. 2., přeprac. vyd. Praha: Karolinum, 2007, 201 s. Sestra (Grada). ISBN 978-80-246-1386-4.
- [10] FRAZIER, John a Feras HATIB. *"Getting ml/beat from mmHg", Arterial Pressure-based Cardiac Output, The Edwards FloTrac Algorithm*. Edwards Lifesciences [online], 2008. Dostupné z: http://ht.edwards.com/resourcegallery/products/mininvasive/pdfs/flotrac_algorithm.pdf
- [11] VESELÝ, Jaroslav. *Hemodynamika* [online]. Ústav patologické fyziologie LF UP, 2012. Dostupné z: <http://pfyziol.fup.upol.cz/castwiki2/?p=1910>
- [12] IVÁK, P., J. KROUPA, P. MAŘA a J. FONTANA. *Funkce buněk a lidského těla: Krevní oběh* [online]. Dostupné z: <http://fbt.cz/skripta/x-srdce-a-obeh-krve/2-krevni-obeh/>
- [13] NICHOLS, Wilmer W. a Donald A. MCDONALD. *McDonald's blood flow in arteries: theoretic, experimental, and clinical principles*. 6th ed. / . London: Hodder Arnold. ISBN 978-034-0985-014.
- [14] SILBERNAGL, Stefan a Agamemnon DESPOPOULOS. *Atlas fyziologie člověka*. 6. vyd., zcela přeprac. a rozš., Vyd. 3. české. Praha: Grada. ISBN 80-247-0630-X.
- [15] DOBŠÁK, Petr. *Stárnutí cév, arteriální hypertenze a tělesná aktivita* [online]. Dostupné z: <https://www.tribune.cz/clanek/25924-starnuti-cev-arterialni-hypertenze-a-telesna-aktivita>

- [16] CECELJA, Maria a Philip CHOWIENCZYK. *Dissociation of Aortic Pulse Wave Velocity With Risk Factors for Cardiovascular Disease Other Than Hypertension*. Hypertension [online], 2009, vol 54. Dostupné z: <http://hyper.ahajournals.org/content/54/6/1328.full?maxtoshow=&hits=1>
- [17] WANG, J.J. a K.H. PARKER. *Wave propagation in a model of the arterial circulation*. *Journal of Biomechanics*. 2004, 457-470. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2003.09.007. ISSN 00219290. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929003003439>
- [18] KATSURAGAWA, Yui a Hiroaki ISHIZAWA. *Non-invasive blood pressure measurement by pulse wave analysis using FBG sensor*. *2015 IEEE International Instrumentation and Measurement Technology Conference (I2MTC) Proceedings*. IEEE, 2015, 2015, 511-515. DOI: 10.1109/I2MTC.2015.7151320. ISBN 978-1-4799-6114-6. ISSN 00219290. Dostupné také z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/7151320/>
- [19] KANEKO, T., N. MINH-DUNG, P. QUANG-KHANG, Y. TAKEI, T. TAKAHATA, K. MATSUMOTO a I. SHIMOYAMA. *Pulse wave measurement in human using piezoresistive cantilever on liquid*. *2015 28th IEEE International Conference on Micro Electro Mechanical Systems (MEMS)*. IEEE, 2015, 2015, 670-673. DOI: 10.1109/MEMSYS.2015.7051046. ISBN 978-1-4799-7955-4. Dostupné také z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/7051046/>
- [20] HUANG, Wei-Chin, Hsiang-Wen HOU, Ching-Ju CHENG, Shih-Yang WU, Tien-Ho CHEN a Wai-Chi FANG. *A novel near-infrared array based arterial pulse wave measurement method*. *2013 IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference (BioCAS)*. IEEE, 2013, 2013, 41-44. DOI: 10.1109/BioCAS.2013.6679635. ISBN 978-1-4799-1471-5. Dostupné také z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/6679635/>
- [21] HUOTARI, M., K. MAATTA a J. KOSTAMOVARA. *Radial artery pulse wave measurement by photoplethysmography and compound pulse wave decomposition*. *2010 12th Biennial Baltic Electronics Conference*. IEEE, 2010, 2010, 281-282. DOI: 10.1109/BEC.2010.5632070. ISBN 978-1-4244-7356-4. Dostupné také z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/5632070/>
- [22] NABEEL, P. M., Jayaraj JOSEPH a Mohanasankar SIVAPRAKASAM. *Arterial compliance probe for local blood pulse wave velocity measurement*. *2015 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*. IEEE, 2015, 2015, 5712-5715. DOI: 10.1109/EMBC.2015.7319689. ISBN 978-1-4244-9271-8. Dostupné také z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/7319689/>
- [23] STOJADINOVIĆ, Bojana, Tamar TENNE, Dragoslav ZIKICH, Nemanja RAJKOVIĆ, Nebojša MILOŠEVIĆ, Biljana LAZOVIĆ a Dejan ŽIKIĆ. *Effect of viscosity on the wave propagation: Experimental determination of compression and expansion pulse wave velocity in fluid-fill elastic tube*. *Journal of Biomechanics*. 2015, 3969-3974. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2015.09.016. ISSN 00219290. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929015005102>
- [24] SALVI, Paolo. *Pulse waves: how vascular hemodynamics affects blood pressure*. New York, NY: Springer Berlin Heidelberg, 2016. ISBN 978-331-9404-998.

- [25] FAN, Zhaopeng, Gong ZHANG a Simon LIAO. *Pulse Wave Analysis. Advanced Biomedical Engineering*. InTech, 2011, 2011-08-23. DOI: 10.5772/22600. ISBN 978-953-307-555-6. Dostupné také z: <http://www.intechopen.com/books/advanced-biomedical-engineering/pulse-wave-analysis>